

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
– Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik –
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor Prof. Dr. K. Fuhr)

**Klinische Untersuchungen
zur Kongruenz zwischen Prothesenbasis und
Alveolarfortsatz bei parodontal-tegmental gelagerten
Unterkieferprothesen**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors
der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von

Brigitte Holland
aus Dortmund

Mainz 1979



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552618_0013

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
- Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik -
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor Prof. Dr. K. Fuhr)

Klinische Untersuchungen
zur Kongruenz zwischen Prothesenbasis und Alveolarfortsatz
bei parodontal - tegumental gelagerten Unterkieferprothesen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz

dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von

Brigitte Holland
aus Dortmund

Mainz 1979

Dekan: Professor Dr. Leithoff

1. Gutachter: Professor Dr. Fuhr

2. Gutachter: Professor Dr. Siebert

Tag der mündlichen Prüfung: 24.10.1979



Meinen Eltern gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. Einleitung	1
II. Literaturüberblick	4
III. Material und Methode	13
IV. Eigene Untersuchungen	18
V. Diskussion	37
VI. Zusammenfassung	51
VII. Literaturverzeichnis	52

I. EINLEITUNG

Zahnverlust zwingt den Zahnarzt zum Einfügen von Zahnersatz. Die Indikation und die sich aus ihr ergebende Gestaltung der Prothese wird nicht allein von den Gesichtspunkten der Statik, Werkstoffkunde und Funktion bestimmt, sondern muß auch die individuellen Faktoren des Patienten berücksichtigen [JUNG (38)]. Dabei entscheidet nicht nur die Anzahl der fehlenden Zähne über die jeweilige Ersatzform. So lassen z.B. kleine, nach distal nicht zahnbegrenzte Lücken oft keinen festsitzenden Ersatz mehr zu, worauf STÜRMER (82) hinwies.

Ist die Indikationsgrenze für festsitzenden Ersatz überschritten, so bietet sich der herausnehmbare, partielle Ersatz an. FUHR (24) schreibt dazu: "Ebenso wie die Zahl der Pfeiler, ist auch deren Verteilung und Achsstellung für die Konstruktion des festsitzenden Ersatzes wichtig. So wird die Indikation für die Brücke dort stark eingengt, wo bei größeren Zwischenlücken eine Endpfeilerbrücke nicht mehr möglich ist, weil ein tragender Pfeiler aus morphologischen (Form der Zahnkrone, Zahl und Lage der Wurzel) und funktionellen Gründen (Zustand des Desmodonts, der Okklusions- und Artikulationsverhältnisse) als Teil des festsitzenden Ersatzes ausscheidet. Besondere Bedeutung gewinnt neben den erwähnten okklusoartikulären Relationen bei diesen Überlegungen auch die Verbindungslinie, also die Beurteilung, ob die Möglichkeit einer geradlinigen tangentialen Verbindung besteht oder ob die Lokalisation der Pfeiler nur einen bogenförmigen Verlauf des Brückenkörpers zuließe. Ebenso wichtig ist auch die Achsstellung der Pfeilerzähne zueinander. Gelingt es nicht, beim Beschleifen die zum Einfügen eines festsitzenden Ersatzes notwendige Parallelität der Pfeiler zu erzielen, so wird eine herausnehmbare dentalgetragene Prothese eine günstigere Druckverteilung ermöglichen als die ausschließlich auf natürliche Zähne verankerte Brücke."

Bei der Problematik der Unterkiefer - Teilprothese sollten die verschiedensten Konstruktionen dazu beitragen, den Sitz der Prothese zu verbessern, das Restgebiß und den zahnlosen Alveolarfortsatz zu schonen. Doch daß die Funktion von Teilprothesen schnell beeinträchtigt werden kann, geht deutlich aus einer großen Anzahl von klinischen Studien hervor (CARLSSON, HUPFAUF, JAESCHKE, JUNG, KOCH, KOIVUMAA, MARTTERER, RAABE u.a.).

Bei anfänglich guter Okklusion und Paßgenauigkeit kommt es gerade im ersten Tragejahr (RAABE) zu erheblichen Einbußen der Funktionstüchtigkeit.

Das Kernproblem liegt nach allen Untersuchungen in der Veränderung des Prothesenlagers, von den meisten Autoren [BRUNNER (13), FRÖHLICH (22), APPLGATE (3), ATWOOD (4), BAYLINK (8), CAMPBELL (15), EPKER (20), HEDEGARD (27) und viele andere mehr] auf die Resorption zurückgeführt.

Der sogenannte Kammschwund unter Teilprothesen bewirkt wiederum ein Einsinken des Freundsattels und damit den Verlust des okklusalen Kontaktes im Molarenbereich. Die Folge davon ist sowohl eine Störung des biostatistischen Gleichgewichtes und dadurch eine Schädigung der Parodontien des Restgebisses, als auch eine erhebliche Beanspruchung der zahnlosen Alveolarkämme.

Bei allen Nachuntersuchungen wird das Hauptaugenmerk auf die abgesunkenen Sättel [HICKLIN (31) und BRUNNER] bzw. auf die Veränderung der Okklusion [KOIVUMAA (46), HEDEGARD und CARLSSON] gerichtet, wobei die Resorption der prothesentragenden Kieferkämme mehr oder weniger als Begleitbefund registriert wird.

Als Methode zur Wiederherstellung wird hauptsächlich die Unterfütterung empfohlen [SPRENG (79)].

Es stellt sich die Frage, ob dies generell notwendig ist, um die verlorengegangene Paßgenauigkeit wiederherzustellen.

Das Ziel dieser Arbeit ist, die Verhältnisse bezüglich der Kongruenz bzw. Inkongruenz zwischen Prothesensattel und Alveolarfortsatz mit Hilfe klinischer Untersuchungen von parodontal - tegumental gelagerten neuen Unterkiefer - Teilprothesen zu klären und daraus Schlußfolgerungen für die Wiederherstellung der Funktion zu ziehen.

Im Rahmen dieser in einem Abstand von 1/4 Jahr durchgeführten Nachuntersuchungen wurde noch die Lage des Sublingualbügels an Gipsmodellen bestimmt.

II. LITERATURÜBERBLICK

Das Problem der Veränderung des satteltragenden Kieferkamms mit seiner ihn bedeckenden Schleimhaut unter Teilprothesen wurde schon von einigen Autoren [REICHENBACH (65), SPRENG (79), JUNG (36), KINZELT (44)] erörtert und der Versuch unternommen, neue Wege zum Erhalt der Prothesenunterlage zu finden. Die den Abbau des knöchernen Alveolarfortsatzes beeinflussenden Faktoren wurden eingehend von KALTENTHALER (39) in einer Literaturstudie beschrieben.

Verankerungselemente.

Nach ROACH (1905) führen instabile Prothesen zu Irritationen und Knochenabbau, was wiederum seiner Meinung nach eine Unterfütterung der Prothesenbasis notwendig macht.

Er schlug deshalb die gegossene Auflageklammer für die Teilprothese vor, um das Absinken der Klammer bei Belastung zu verhindern.

In Anlehnung an ROACH (68) verwendeten ERDLE und PRANGE (1929-1932) Kobalt-Chrom-Legierungen zum Gießen starrer Prothesengerüste [zit. nach SPIEKERMANN (75)]. Doch zur gleichen Zeit herrscht in der Literatur [STEIGER (81), BONYHARD (12), MAJOR (51), BIAGGI und ELBRECHT (10)] die Ansicht, eine optimale Belastungsverteilung auf Pfeilerzähne und Schleimhaut-Knochenunterlage könne man nur durch federnde und gelenkige Verbindungselemente erreichen. Auch SPRENG (77, 79) sprach sich 1938 noch für die elastische Verbindung aus, kommt aber 1956 zu der Erkenntnis, daß die starre Konstruktion die höchste Kauleistung gewährleistet. Unterfütterungen seien dank dieser Prothesenarten seltener, da die Beweglichkeit der Sattelteile durch die Fixierung stark eingeschränkt sei.

HIRSEKORN (32) glaubt ebenfalls, durch die starre Lagerung der Teilprothese den Alveolarfortsatz zu schonen: "Die Anregung der regenerativen Fähigkeiten des Knochens erfolgt vor allem durch die erhöhte Beanspruchung der die Lücke begrenzenden Restzähne in axialer Richtung". Durch die zur Stützung herangezogenen Restzähne soll der Alveolarfortsatz im zahnlosen Bereich wirksam entlastet werden.

Ein Fortschritt in der Entwicklung der Teilprothese gelang mit der Herstellung von Modellgußgerüsten nach dem Ney - System 1956 (Ney-Company). Ihre Überlegenheit gegenüber gebogenen Klammerelementen zeigten die klinische Erprobung und die anschließenden Nachuntersuchungen [JUNG (37)]. Es stellte sich eindeutig heraus, daß sowohl der Knochenschwund zahnloser Kieferanteile verzögert, als auch die Erhaltung der umklammerten Restzähne länger gewährleistet ist.

Inzwischen ist das Verfahren zur Herstellung von Teilprothesen weiterhin verbessert worden. So verwendet man außer den Modellgußklammerkonstruktionen Teleskope, Präzisionsgeschiebe und Stege zur Verankerung der partiellen Prothese an die restlichen Zähne [BAUER und GUTOWSKI (7), KASSEL (41), SCHÖN und SINGER (69), SINGER und SCHÖN (73)].

Prothesenbasis.

Als weiterer Faktor, Veränderungen zahnloser Alveolarfortsätze zu verhindern, muß die Gestaltung der Prothesenbasis herangezogen werden.

So verglich REICHENBACH (65) die Bedeckung des tragfähigen Teguments durch den Prothesensattel mit dem "Schneeschuhprinzip" : er plädierte für eine möglichst große Ausdehnung des Sattels, möglichst noch unter Einbeziehung des Tuberkulums, um ein Einsinken zu verhindern und die Prothese aus statischen und dynamischen Gesichtspunkten zu sichern.

Dieses Prinzip ist durch die physikalische Formel:

$$\text{Druck} = \text{Kraft} / \text{Fläche}$$
 leicht verständlich.

So sind sich die meisten Autoren einig bezüglich der Ausdehnung der Prothesensättel im Unterkiefer. SCHWINDLING (72) umschreibt dies folgendermaßen: "Angestrebt wird eine optimale Größe der Prothesenbasis innerhalb der Grenzen des funktionell Tragbaren, um den Nutzeffekt des Zahnersatzes zu erhöhen".

Abformungen.

Um die Oberflächenstruktur des Teguments regelrecht wiederzugeben und damit eine schädliche mechanische Reizwirkung am Prothesenlager zu vermeiden, kommen spezielle Abformmethoden sowie Abformmaterialien zur Anwendung. Bei der Abformung müssen zwei Faktoren berücksichtigt werden: Zum einen die Restzähne, für die bei der Abformung nur elastische und reliefgetreue Abformmaterialien in Frage kommen, andererseits die schleimhautbedeckten zahnlosen Kieferabschnitte. Im Hinblick auf die Abformtechnik der zahnlosen Kieferareale sowie der geeigneten Materialien gehen die Meinungen der Autoren auseinander. Zuerst ist die Frage abzuklären, ob die Prothesenbasis kongruent zum unbelasteten oder belasteten Schleimhautrelief zu gestalten ist; soll sie also drucklos oder mit Kompression abgeformt werden?

Nach BONYHARD (12) ergibt sich aus dem drucklosen, "anatomischen" Abdruck eine Prothese, die im Ruhezustand jedem Punkt der Schleimhautoberfläche gleichmäßig anliegt. Wird diese Prothese belastet, so kann sie nur soweit einsinken, wie dies die Schleimhaut an ihrem wenigsten resilienten Punkt zuläßt. Die Belastung des Knochens ist also ungleichmäßig.

Das Gegenteil ist der Fall bei der nach Kompressionsabdruck angefertigten Prothese. Sie liegt der Schleimhaut im Ruhezustand ungleichmäßig auf, weil sie diese nur an den am wenigsten resilienten Stellen berührt. Wird diese Prothese hingegen belastet, so drückt sie die Schleimhaut überall zusammen, die Belastung des Knochens ist hierbei also gleichmäßig.

BONYHARD zieht die kompressionslose Abformung, bei der die Prothese im Ruhezustand gleichmäßig der Schleimhaut anliegt, der gleichmäßigen Knochenbelastung vor.

Im Gegensatz zum letztgenannten Autor müssen SPRENG (78), REICHENBACH (66), REHM (64), HENDERSON und STEFFEL (29) zitiert werden, die sich für den sogenannten Kauabdruck aussprechen.

Nach SPRENG (80) treten beim Prothesengebrauch durch Druck-Schub- und Zugkräfte an der Schleimhautoberfläche infolge der funktionellen Belastungen bestimmte Veränderungen zu Tage. Um die Schleimhaut vor schädlichen Irritationen zu schützen, sollte das feine Oberflächenrelief des Teguments bei der Abformung mitberücksichtigt und dann auf die Prothesenbasis übertragen werden. Als weiteres Abformmaterial wird von REICHENBACH (66) und REHM (64) die schwarze Guttapercha empfohlen. HENDERSON und STEFFEL (29) halten für Freundsättel die schrittweise Abformung mit flüssigem Wachs (step-by-step-fluid wax functional impression) für die beste Methode, während sie im Bereich von Schaltsätteln den anatomischen Abdruck vorschlagen.

Erfolge beschreibt CHASE (19) mit der Schleimhautabformung aus weichbleibendem Unterfütterungsmaterial. Bei dieser Abformmethode wird die alte oder eine neue Prothese mit dem Material beschickt und der Patient aufgefordert, mit dem voll bezahnten Ersatz zu kauen und ihn zu belasten. Dazu ist eine genaue Kieferrelationsbestimmung notwendig. Außerdem sind Artikulations- und Okklusionskonzepte von Bedeutung. CHASE (19) hofft hiermit die Knochenresorption weitgehend zu verhindern. Das Ziel, eine paßgenaue Prothese zu erhalten, versucht SINGER durch ein Konzept der Okklusion bzw. Interkuspidation der künstlichen Zahnreihen verbunden mit einem biodynamischen Kompressionsabdruck (69) zu verwirklichen. Er schreibt: "Für die partielle Prothese und ganz besonders für die Freundsprothese ist ein Funktionsabdruck der zahnlosen, satteltragenden Kieferpartien ebenso Voraussetzung des Enderfolges wie bei der Totalprothese".

Er kombiniert Abformung und Bißnahme in einem Arbeitsgang, wobei sowohl das Restgebiß als auch die Schleimhaut gleichzeitig unter Funktion belastet werden.

Eine weitere Variante im Abdruckverfahren stellt RAPUANO (62) vor. Es handelt sich um eine Abformtechnik, bei der ein individueller Löffel mit zwei Abdruckmaterialien kombiniert wird. Die terminale Kontaktposition wird gesichert durch Wachswälle, wodurch der Patient die Kieferkämme physiologisch bei der Abformung belasten kann. Als Abformmaterialien stehen Zinkoxid-Eugenol für die Kieferkämme und Hydrocolloide für das Restgebiß zur Verfügung, das anteriore Restgebiß wird dabei im Löffel ausgespart. RAPUANO (62) will damit die ungleichen Strukturen, die Restzähne und den von resilienter Schleimhaut umgebenen Knochen so wiedergeben, daß sie durch die partiellen Prothesen keinen Schaden zu erwarten haben. Eine unsachgemäße Herstellung des Zahnersatzes induziert eine Lockerung der Zähne sowie den Abbau des Kieferkammes. Abformgips für den Schluckabdruck nach HROMATKA (33) und Zinkoxid - Nelkenölpaste beim Adhäsivabdruckverfahren nach MUNZ (54) kommen bei der drucklosen Abformung zur Anwendung.

Einen mäßigen Druck wendet WINDECKER (85) mit Alginat bei einem ebenfalls funktionellen Abformverfahren an. BAUER und GUTOWSKI (7) ziehen die mucostatische Abformung vor. Dabei werden mit Zinkoxid - Nelkenölpaste beschickte individuelle Löffel für eine nahezu drucklose Abformung verwendet. Um Kieferatrophien vorzubeugen, lassen sie ihre Patienten vor der Abformung keine Prothesen tragen.

Stimulationstherapie.

Eine andere Möglichkeit, prothesenbedeckten Knochen vor Resorption zu bewahren, sehen SMITH und APPLEGATE (74) in der Stimulierung des in Resorption begriffenen Kieferkamms. Sie stellten eine Übungsplatte her, die den Knochen durch milde Übung in die Lage versetzt, "adäquate unterstützende Fähigkeiten" zu entwickeln.

Die Anwendung dieser Übungsbasis geschieht ohne Zähne. Sie erfolgt stattdessen unter leichtem Fingerdruck mit Wiederholungen in kurzen Zeiträumen. Dies kann durch schnelles

Öffnen und Schließen des Mundes geschehen, wobei ein Finger auf der Basis nahe dem Abstützungsgebiet liegt. Dabei soll eine Kraft produziert werden, die in ihrer Richtung ähnlich der später einwirkenden okklusalen Belastung ist.

Doch trotz aller Vorkehrungsmaßnahmen - starre Verankerung mit Abstützung, ausgedehnte Prothesenbasis, schleimhautgerechte Abformtechnik, Stimulationstherapie - zeigen die meisten Nachuntersuchungen, daß die Prothesen in relativ kurzer Zeit ihren guten Sitz und dadurch ihre Funktionstüchtigkeit verlieren. Dies macht sich durch Absinken mit Artikulationsstörungen bemerkbar, die Okklusion verschlechtert sich, das prothesenbedeckte Gewebe wird gereizt und die Restzähne werden gelockert.

Der wesentlichste Faktor, der die Paßgenauigkeit der Prothese beeinflußt, ist die Knochenresorption.

Von resorptiven Vorgängen unter partiellen Prothesen wird bei KOIVUMAA, HEDEGARD und CARLSSON (46) bereits gesprochen, wenn sich die Okklusion verändert, während HICKLIN und BRUNNER (31) eine verschlechterte Funktionstüchtigkeit sowie eine erforderliche Unterfütterung für ein Indiz resorptiver Vorgänge halten.

Nach LANGER (48) ist bei gestützten Teilprothesen die stets vorhandene Resorption der Kieferkämme weder zu steuern noch aufzuhalten. Es handelt sich um ein Phänomen, mit dem man sich eben abfinden muß.

Die Knochenresorption an den zahnlosen, prothesentragenden Segmenten wird von CARLSSON (17, 18) als ein Zusammenspiel verschiedener Faktoren angesehen, von denen seiner Meinung nach viele noch immer unklar oder unvollständig verstanden sind.

Schleimhautresilienz.

Ein weiterer Faktor ist ebenfalls von Bedeutung für die Paßgenauigkeit der abgestützten Teilprothese: die Resilienz der Schleimhaut. Die physikalische Eigenschaft der Gewebe, unter Druckeinwirkung ihre Form elastisch zu verändern, d.h. nach dem Aufhören der Druckeinwirkung wieder ihre ursprüngliche Form anzunehmen, wird Resilienz genannt.

BONYHARD (12) zeigt zwar durch eigene Untersuchungen, daß die Resilienzwerte geringer sind, als im Schrifttum (KANTOROWICZ und SCHMITZ = 2 bis 4 mm, BEAT MÜLLER ca. 1,3 mm, zitiert nach 12) verzeichnet, sie betragen nach ihm 0,2 bis 0,6 mm, doch kann sie nicht außer acht gelassen werden bei der Frage nach der Kongruenz der Prothesenbasis zum Schleimhautrelief, da bei der drucklosen Abformung die Basis kongruent zum unbelasteten Kieferkamm gestaltet wird, beim Kompressionsabdruck hingegen kongruent zum belasteten Tegument.

SCHREIBER (70) glaubt, daß der Resilienzweg der belasteten Freiendsättel bei ausreichender Größe und Paßgenauigkeit der Prothese innerhalb der physiologischen Bewegungstoleranz der Pfeilerzähne liegt. Er schreibt: "Obwohl es scheinbar nahe-
liegt, die zahnlosen Kieferabschnitte zur Erhöhung der Tragfähigkeit unter einem gewissen Druck abzuformen (Kompressionsabdruck), ist man heute wohl allgemein zu der Auffassung gelangt, daß die zahnlosen Kieferabschnitte möglichst drucklos abgeformt werden sollten". Seiner Meinung nach ist also die Schleimhautresilienz zu vernachlässigen.

Spezielle Problematik.

Die Aufgaben der Teilprothese liegen in der Wiederherstellung der mastikatorischen Funktion, der Wiederherstellung der ästhetischen Funktion und der Stabilisierung des Lückengebisses. Sie können nur dann erfüllt werden, wenn bestimmte Voraussetzungen gegeben sind.

Dazu muß der Kauflächenkontakt gesichert, die Kiefergelenke sowie die Muskulatur vor Fehlfunktionen geschützt, also das Artikulationsgleichgewicht des teilreduzierten Gebisses wiederhergestellt werden. Ferner sollte die Unterkiefer-
teilprothese abgestützt sein, um ein sofortiges Absinken zu verhindern.

Werkstoffkundliche Gesichtspunkte des Zahnmaterials sind ebenfalls von Bedeutung, wie die Untersuchungen von NEUKAM (55) beweisen. Zwischen den zur Verwendung kommenden Materialien (Mineralzähne, Kunststoffzähne und auch Zähne mit Okklusalf Flächen aus Edelmetall) bestehen in Hinsicht auf Elastizität, Widerstandsfähigkeit gegen Druck- und Biegebeanspruchung, Farb- und Mundbeständigkeit gegenüber chemischen Einflüssen erhebliche Unterschiede, wobei das wichtigste Unterscheidungskriterium zwischen Mineral- und Kunststoffzähnen die geringe Abriebfestigkeit des Kunststoffes darstellt.

Nachuntersuchungen über herausnehmbare Prothesen an der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz, im Jahre 1976 durchgeführt von NEUKAM (55) und ANHÄUSSER (23), und 1978 von BÜRGER (14) und HEIB (28), beschäftigten sich mit okklusalen Veränderungen der Prothese und des Restgebisses sowie mit etwaigen periodontalen Veränderungen der natürlichen Zähne. Sie ergaben, daß die partielle Prothese nach anfänglicher Verbesserung der Kaufunktion schließlich das mandibulo - maxilläre Organ schädigt. Nach einem Zeitraum von ca. 2 bis 2,5 Jahren wurde eine Verringerung der okklusalen Kontakte, vor allem im Bereich der künstlichen Zähne, festgestellt.

Nach einem weiteren Zeitraum von ca. 1,7 Jahren [BÜRGER, (14)] trat eine Verlangsamung in der Abnahme der Kontakte ein. NEUKAM (55) beobachtete, daß die Anzahl der Kontaktflächen am stärksten auf den zweiten Praemolaren und den ersten Molaren, d.h. im Bereich des Hauptkaudruckzentrums des Gebisses, sank.

Die Veränderung der Kontaktflächenzahl bei Teilprothesen führt er auf die häufige Verwendung von Kunststoffzähnen im Seitenzahnbereich zurück. So empfiehlt er in seiner Dissertation, weitere Nachuntersuchungen von Teilprothesen anzustellen, bei denen Seitenzähne aus keramischen Massen verwendet wurden, um eine Aussage darüber machen zu können, ob bei Verwendung von Mineralzähnen auf die Dauer gesehen stabile okklusale und artikuläre Verhältnisse geschaffen werden können.

In vorliegender Arbeit bestand das Zahnmaterial zum größten Teil aus keramischen Massen mit Ausnahme von Fällen mit zu geringen vertikalen Platzverhältnissen. Hierbei kamen Kunststoffzähne oder Kunststoffeinpressungen mit modellierter Metallkaufäche zur Anwendung.

Die eingeschränkte Funktionstüchtigkeit abgestützter Teilprothesen (Nonokklusion, instabile Lagerung) oft schon wenige Tage oder Wochen nach Neueingliederung des Zahnersatzes, führten zu dem Versuch, die Paßgenauigkeit der Prothese durch klinische Untersuchungen zum Zeitpunkt des Eingliederns und nach einvierteljähriger Tragezeit zu erörtern.

III. MATERIAL UND METHODE

Untersucht wurde eine Patientengruppe von 31 Probanden - davon 17 Männer im Alter von 24 bis 75 J. und 14 Frauen im Alter von 36 bis 81 J. - mit Unterkiefertheilprothesen unterschiedlicher Verankerung und ungleichem Restzahnbestand. Es handelte sich in der Hauptsache um Unterkiefer - Freiendprothesen mit frontaler Bezahnung und Zahnersatz vom 1. oder 2. Prämolaren an, außerdem um sieben Kombinationsprothesen (Schalt- und Freiendsattel), vier Stegprothesen und einer Kombinationsprothese mit Geschiebekonstruktion. Die Oberkieferbezahnung war ebenfalls unterschiedlich, weswegen diese Faktoren separat betrachtet und ausgewertet werden.

Die Prothesen wurden jedoch alle nach dem gleichen Verfahren hergestellt: bei den Unterkiefertheilprothesen mit Gußklammern als Verankerungselementen wurden Auflagen in die Pfeilerzähne eingeschliffen und Alginatabformungen mit individuellen Löffeln genommen.

Eine Ausnahme stellt die Herstellung des Kronen - Steg - Gerüstes dar, bei dem das Korrekturabdruckverfahren zur exakten Abformung der präparierten Stümpfe notwendig ist. Nach erfolgtem Reokkludieren und Einschleifen des Zahnersatzes wurde die Okklusion mittels Okklusal - Indikator - Wax (KERR) überprüft, sowie die Patienten nach ihren subjektiven Eindrücken befragt. Nachdem Gründe zur Beanstandung bezüglich der Funktion (Druckstellen, scharfe Kanten u.s.w.) ausgeräumt waren, konnte mit der Untersuchung der Kongruenz vom Prothesensattel zum Kieferkamm begonnen werden.

Meßapparatur.

Um vergleichbare Meßwerte zu erhalten, mußte eine Möglichkeit gefunden werden, die eine Untersuchung der Patienten unter gleichen Bedingungen gestattete.

MAINITZ (50) verwendete in einem ähnlichen Versuch mit totalen Prothesen eine Meßapparatur nach dem Prinzip der kommunizierenden Röhren, die mit einem Manometer verbunden waren. Zwei Meßfühler wurden mittels Verstellerschraube und Anschlagbügel so eingestellt, daß sie einerseits in der Mitte der Zahnreihe und andererseits mittels einer Markierung interdental 35/36 bzw. 45/46 okklusal zu liegen kamen. MAINITZ wählte als Anpreßdruck $0,6 \text{ kp/cm}^2$, was auf der Meßuhr kontrolliert werden konnte. Für vorliegende Arbeit wurde im Vorversuch an Patienten mit Teilprothesen der Anpreßdruck von $0,5 \text{ kp/cm}^2$ ermittelt.

Da bei der Untersuchung mit Teilprothesen der zur Verfügung stehende Platz weitaus geringer ist - durchschnittlich zwei bis drei ersetzte Zähne - als dies beim Versuch mit totalen Prothesen der Fall war, konnten die Meßfühler der beschriebenen Apparatur nicht übernommen werden.

Stattdessen wurde ein dünner Silikonschlauch gewählt, der, mit Wasser gefüllt, an das beschriebene Röhrensystem (siehe MAINITZ) mitsamt der Meßuhr angeschlossen war. (Abb.1).



Abb.1 Meßapparatur

Es war somit die Möglichkeit gegeben, auf kleinem Raum (ungefähr eine Molarenlänge) im Bereich des Kauzentrums 36 und 46 den festgelegten Preßdruck auszuüben (Abb.2).



Abb.2 Meßmethodik

Doch es muß an dieser Stelle erwähnt werden, daß es erheblich schwieriger ist, einen Schlauch geringen Durchmessers zusammenzupressen, als einen Meßfühler, wie ihn MAINITZ verwendete. Um den Patienten einen zu großen Kraftaufwand zu ersparen, wurde ein Peneusball an das Röhrensystem angeschlossen und ein Druck von $0,3 \text{ kp/cm}^2$ von dem Versuchsleiter vorgegeben. Den zu erreichenden Druck von $0,5 \text{ kp/cm}^2$ mußten die Patienten nun selbst durch Pressen des Silikon-schlauches zwischen Oberkieferseitenzahnreihen und Unterkiefer - Teilprothese erbringen.

Vor dem eigentlich gültigen Versuch wurde dem Patienten der Vorgang erklärt und die Messung zur Übung ohne Unterfütterungsmaterial vorgenommen.

Versuchsbeschreibung.

Zu Beginn hatte der Patient eine gerade Sitzhaltung einzunehmen, wobei die Kauebene möglichst horizontal ausgerichtet sein sollte.

Dann wurden die Prothesenbasen mechanisch gesäubert und getrocknet und mit einem siloxanehaltigen Material (Xantopren blau) unterschichtet. Der Versuchsleiter mußte die Prothese, deren Basis mit Xantopren blau beschickt war, in den Mund des Patienten einfügen und die Meßanordnung in situ bringen. Dabei hielt der Patient die Meßuhr in seiner linken Hand und erzeugte durch starkes Aufbeißen auf den Silikonschlauch den vorgeschriebenen Druck von $0,5 \text{ kp/cm}^2$.

Die Beendigung des Preßvorgangs nach ca. 15 sec. wurde durch den Versuchsleiter mitgeteilt, die Prothese verblieb für die Zeit des Abbindevorgangs im Munde.

Nach Abbinden des Xantoprens konnte die Prothese mit dem Unterfütterungsmaterial aus dem Munde entfernt und unter dem Wasserstrahl von anhaftendem Speichel befreit sowie mit dem Luftbläser getrocknet werden. Jetzt wurden sechs Meßpunkte an der höchsten Stelle des Kieferkamms mit einem Silikonschreiber markiert (siehe Abbildung) und die Masse zusammenhängend von der Prothesenbasis entfernt.

Um vergleichbare Werte zu erhalten, wurde die Schichtdicke der einzelnen Meßpunkte sofort nach Beendigung des Versuchsvorgangs mikroskopisch vermessen. Doch sind nach REHBERG (63) zeitabhängige Veränderungen der Dicke des Materials kaum von Bedeutung, da selbst drei Tage nach der Unterfütterung die Dimensionsänderung noch unter 1 % liegt.

Das zur Vermessung des Unterfütterungsmaterials verwendete Mikroskop (Zeiss G-50) gab Schichtdicken in $1/100 \text{ mm} = 10\text{m}^{-6}$ wieder, die zu veranschlagende Meßungenauigkeit lag bei $1/2$ Hundertstel mm und wird berechnet nach der Formel: $(4,5 + L/4) \text{ m}^{-6}$, wobei "L" die Längenabweichung in mm angibt, (persönliche Auskunft von Herrn Pressel in Firma Zeiss, Oberkochen/Württemberg).

Es wurde vereinbart, Werte unter 0,03 mm zu vernachlässigen, da sie dann schon zu weit in den Bereich des Meßfehlers hineingerieten.

Zum praktischen Vorgehen beim Vermessen: An den markierten Meßstellen (Abb.3) des Unterfütterungsmaterials wurde per Augenmaß manuell ein etwa paralleler, 1 - 2 mm breiter Streifen mit einem Einmalskalpell herausgeschnitten und unter das Mikroskop gelegt. Um die Dicke des Xantoprenmaterials ausmessen zu können, wurde der Streifen um 90° gedreht, d.h. die Markierung der Meßstelle befand sich senkrecht zum Tisch.

Das im Mikroskop sichtbare Fadenkreuz wurde nun mit dem einen Ende der Schichtdicke zur Deckung gebracht (Nullwert) und durch Drehen an einer Schraube zum anderen Ende der Schnittfläche bewegt. Der Wert konnte nun direkt an der zugehörigen Skala abgelesen werden.

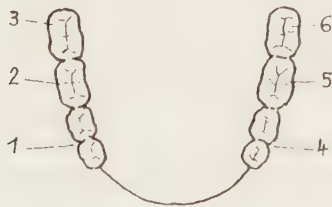


Abb. 3 Lage der Meßstellen auf der Prothesenbasis der Unterkieferprothesen

IV. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

Die Überprüfung der Okklusion und die an den sechs Meßstellen ermittelten Schichtdicken des Unterfütterungsmaterials wurden zur Untersuchung der Paßgenauigkeit der Unterkieferteilprothesen herangezogen.

Eine ausgeglichene Okklusion war Voraussetzung für den Versuchsbeginn. Sie wurde zu Anfang überprüft mit Okklusal - Indikator - Wax (KERR). Da es sich jedoch ausschließlich um neuangefertigte Unterkieferteilprothesen und größtenteils auch um eine Neuversorgung im Oberkiefer handelte, die, vor allem in den Studentenkursen, reokkludiert und eingeschliffen wurden, um maximalen Vielpunktkontakt zu erreichen, bestanden in dieser Hinsicht keine Schwierigkeiten. Die Okklusion konnte zu Beginn als " gut " bezeichnet werden.

Die jeweilige Schichtdicke des Unterfütterungsmaterials zwischen Prothesenfundament und Prothesenbasis diente als Indikator für die nachweisliche Kongruenz bzw. Inkongruenz.

Alle 31 Unterkiefer-Teilprothesen wurden, wie beschrieben, zum Zeitpunkt des Neueingliederns sowie drei Monate später untersucht. Die 31 Teilprothesen setzten sich aus 23 Freund- und 8 Kombinationsprothesen zusammen. Unter den Freundprothesen waren 4 Steg- sowie 19 Modellgußkonstruktionen, unter den Kombinationsprothesen war 1 Geschiebekonstruktion. Die antagonistische Bezahnung bestand aus 13 Vollprothesen, 11 partiellen Prothesen und aus 7 vollbezahnten Oberkiefern. Die metrisch ermittelten Ergebnisse zum Zeitpunkt des Eingliederns der neuen Prothesen sind in den Abbildungen 4 - 9 wiedergegeben.

Aus ihnen geht hervor, daß im ersten Versuchsdurchgang die Inkongruenzen Werte zwischen 0,03 bis maximal 0,3 mm aufwiesen mit einer Häufung zwischen 0,04 und 0,10 mm und einer weiten Ansammlung der restlichen Meßwerte bis 0,2 mm (Abb.10).

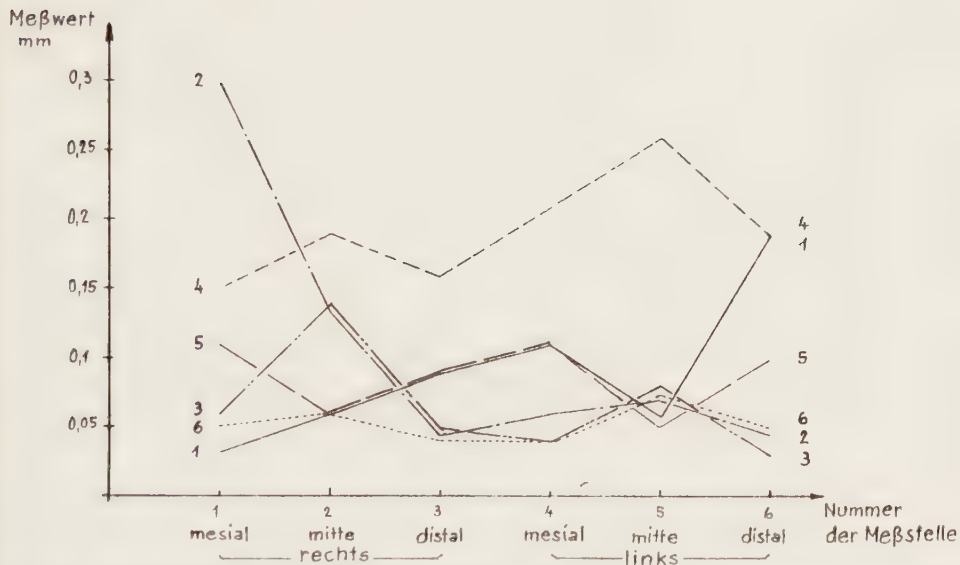


Abb. 4 Grafische Darstellung der Schichtdicken zum Zeitpunkt des Neueingliederns der partiellen Unterkieferprothesen (Patienten 1-6)

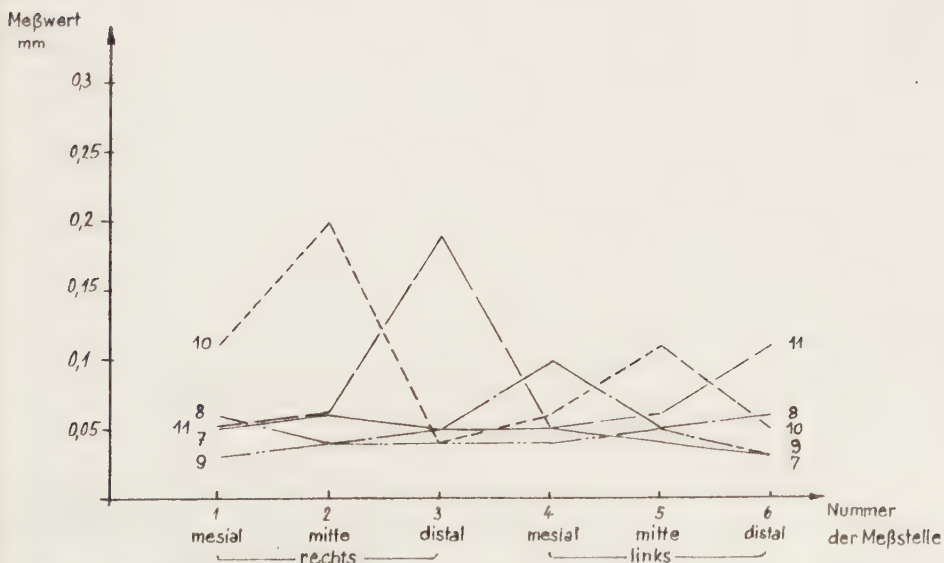


Abb. 5 Grafische Darstellung der Schichtdicken zum Zeitpunkt des Neueingliederns der partiellen Unterkieferprothesen (Patienten 7-11)

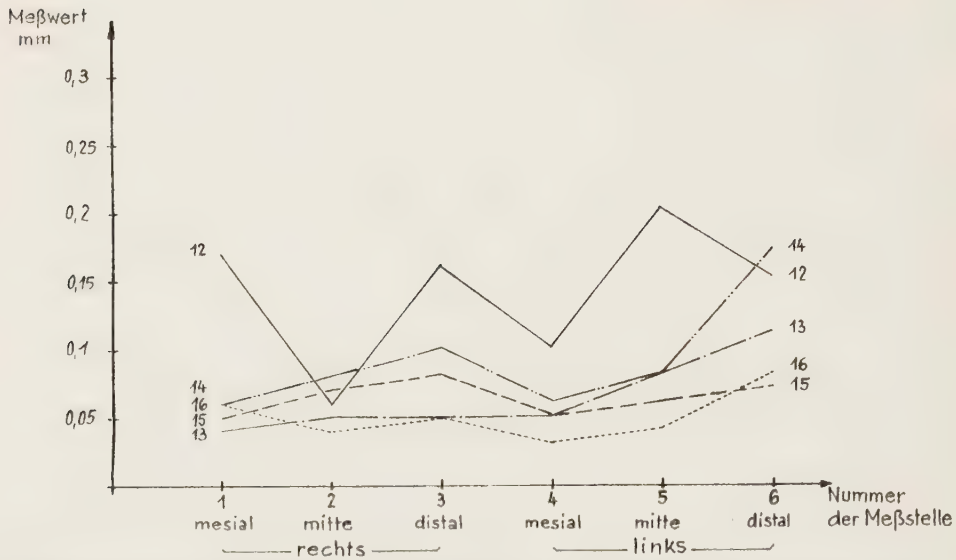


Abb. 6 Grafische Darstellung der Schichtdicken zum Zeitpunkt des Neueingliederns der partiellen Unterkieferprothesen (Patienten 12-16)

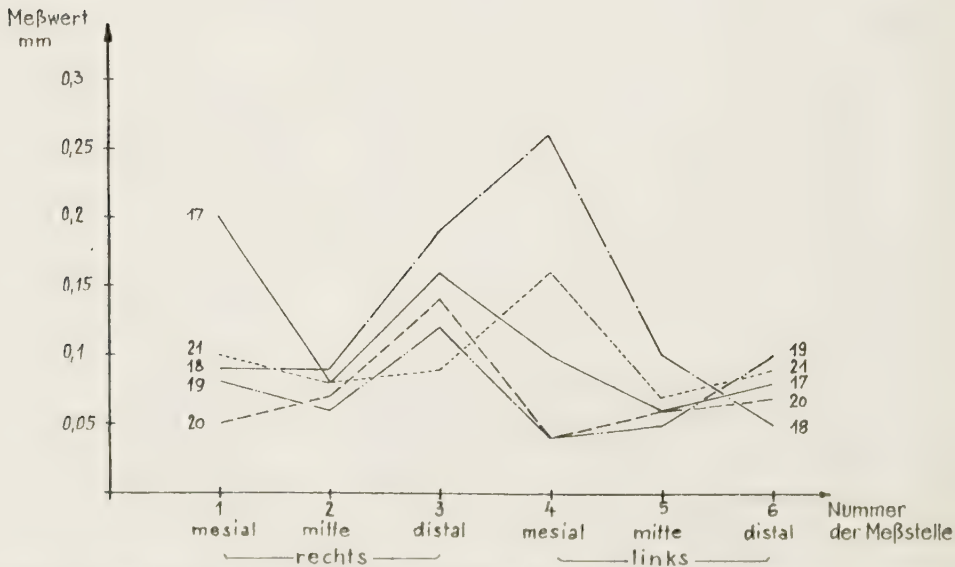


Abb. 7 Grafische Darstellung der Schichtdicken zum Zeitpunkt des Neueingliederns der partiellen Unterkieferprothesen (Patienten 17-21)

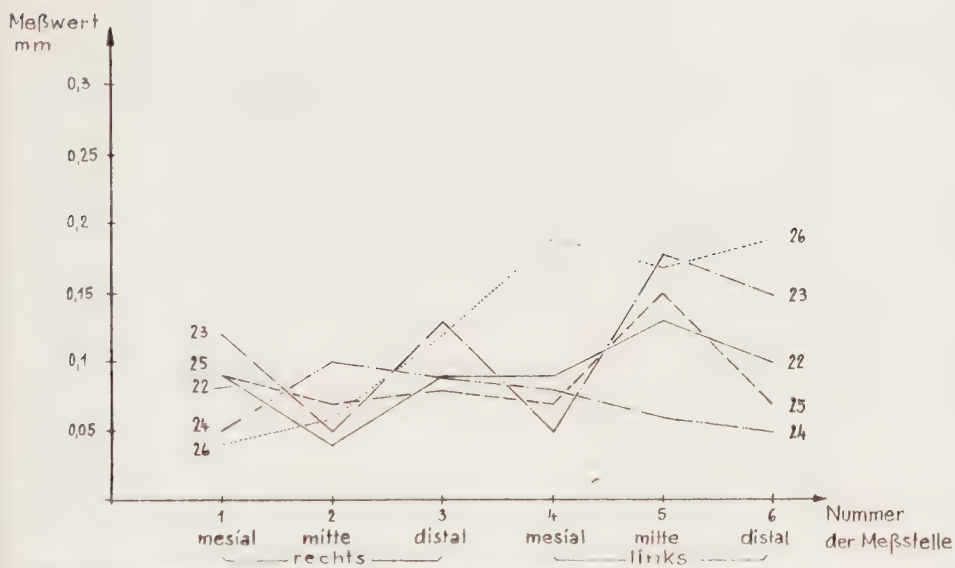


Abb. 8 Grafische Darstellung der Schichtdicken zum Zeitpunkt des Neueingliederns der partiellen Unterkieferprothesen (Patienten 22-26)

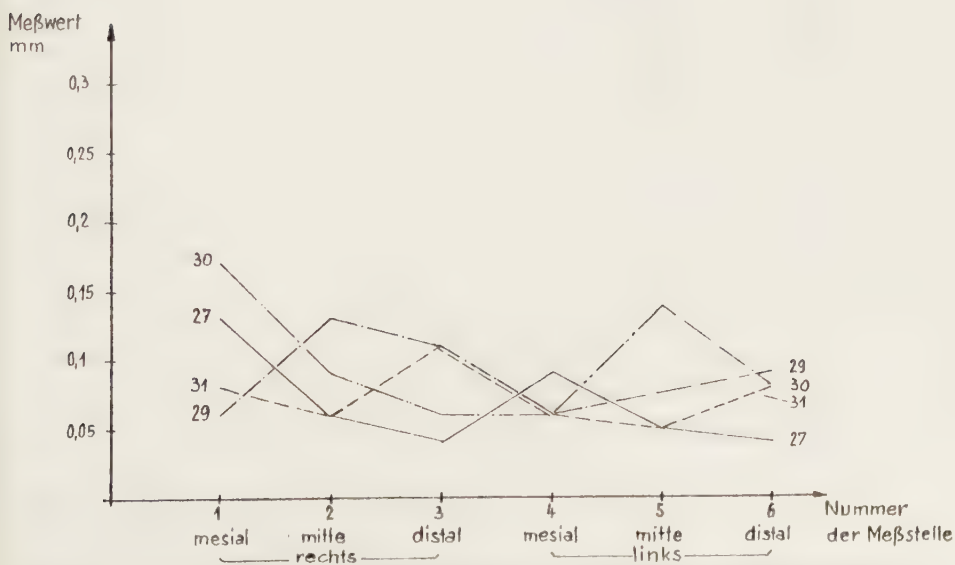


Abb. 9 Grafische Darstellung der Schichtdicken zum Zeitpunkt des Neueingliederns der partiellen Unterkieferprothesen (Patienten 27,29,30,31)

Anzahl der
Meßwerte

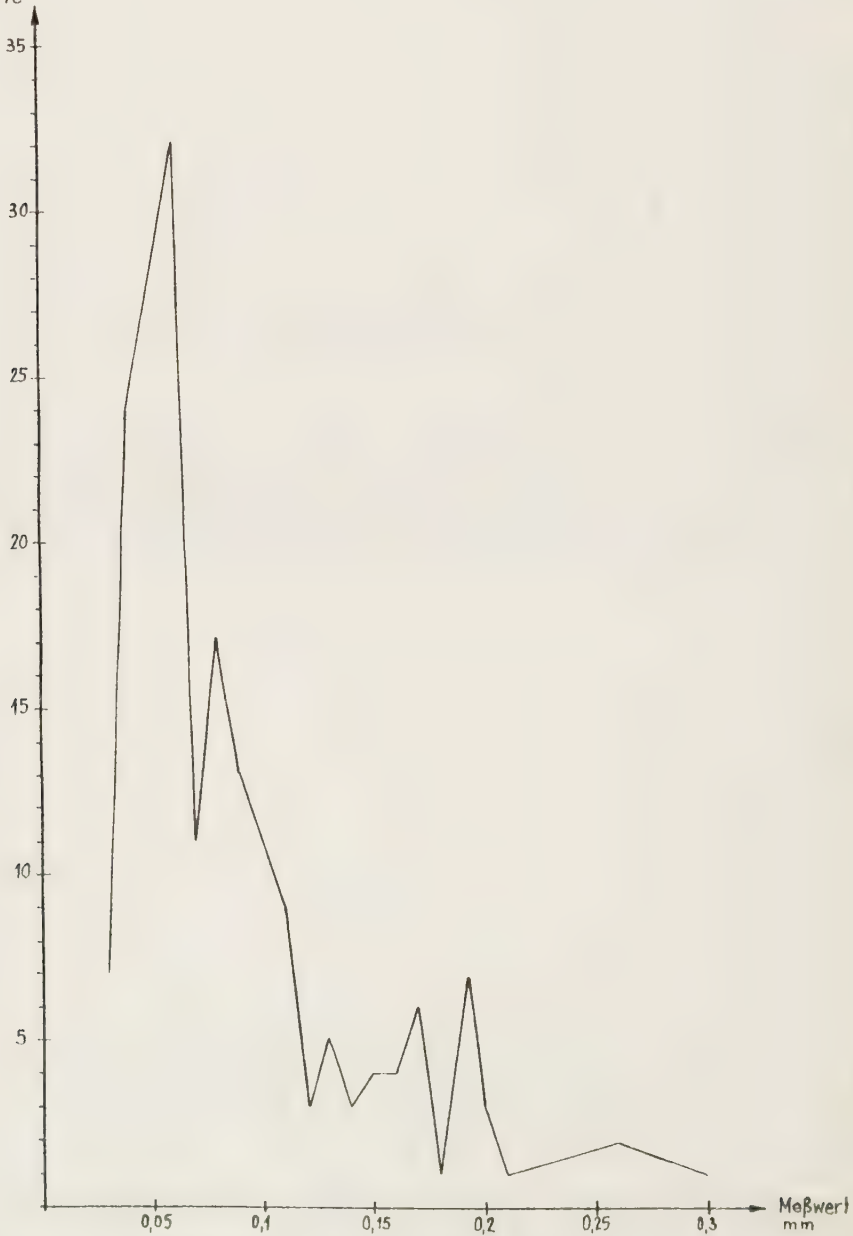


Abb. 10 Grafische Darstellung der Zahl aller Meßwerte aus dem 1. Versuchsdurchgang

Im zweiten Versuchsdurchgang traten die Inkongruenzen gehäuft in einem Bereich zwischen 0,03 und 0,08 mm auf (Abb. 11 - 15). Jedoch beschränkt sich hierbei die Verteilung der restlichen Meßwerte auf maximal 0,13 mm, die Gesamtverteilung der Meßdaten hat sich also zu niedrigeren Werten hin verschoben. An dieser Stelle muß noch erwähnt werden, daß bei 8 nachuntersuchten Teilprothesen metrische Angaben unmöglich waren, da die Schichtdicke Größen aufwies, die bereits im Bereich des Meßfehlers lagen. Der Abbildung 16 ist zu entnehmen, daß die Schichtdicken des Unterfütterungsmaterials im 1. Versuchsdurchgang von mesial nach distal leicht anstiegen bzw. bei dem mittleren Meßpunkt - rechter Sattel, 2. Meßpunkt - größer waren als mesial und distal. Im 2. Versuchsdurchgang wiesen die mittleren Meßpunkte kleinere Werte auf als die mesialen und distalen Meßstellen (Abb. 17). Doch darf auch im 2. Versuchsdurchgang die Okklusion, der zweite wichtige Faktor zur Überprüfung der Paßgenauigkeit der untersuchten Unterkiefer-Teilprothesen, nicht außer acht gelassen werden. Die Inkongruenz wurde zwar geringer, d.h. die Kongruenz und damit die Angleichung des Prothesenfundaments an die Prothesenbasis nahm zu, doch die Okklusion hatte sich eindeutig verschlechtert. Diese Ergebnisse konnten an Hand der Okklusal - Indikator - Wax (KERR) - Markierungen sowie der angefertigten Gipsmodelle ermittelt werden.

Von 27 Probanden wiesen 18 bei der Nachkontrolle eine Nonokklusion auf. (Unter Nonokklusion wird in dieser Arbeit diejenige Verzahnung verstanden, die in dem KERR - Okklusal - Wax im Bereich der Prothesenzähne kaum Impressionen hinterließ). Davon trugen 13 Patienten eine Vollprothese im Gegenkiefer, und 17 hatten im Unterkiefer zum ersten Mal herausnehmbaren Zahnersatz erhalten. Die subjektiven Angaben der Patienten deckten sich hingegen nicht in jedem Fall mit den Ergebnissen der klinischen Untersuchungen. So waren 20 der nachuntersuchten Patienten zufrieden, obwohl 17 von ihnen eine Nonokklusion aufwiesen.

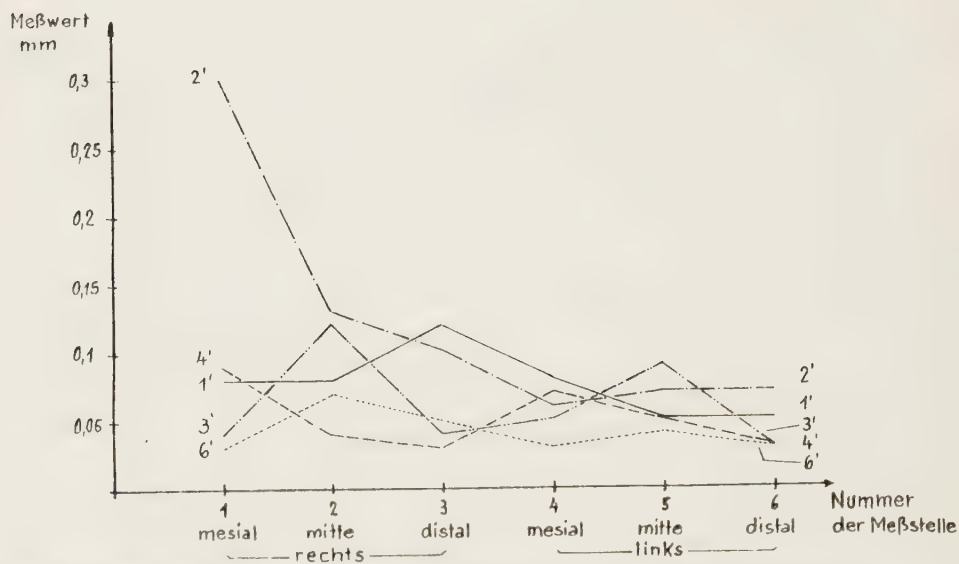


Abb. 11 Grafische Darstellung der Schichtdicken nach 3 monatiger Tragedauer
(Patienten 1, 2, 3, 4, 6)

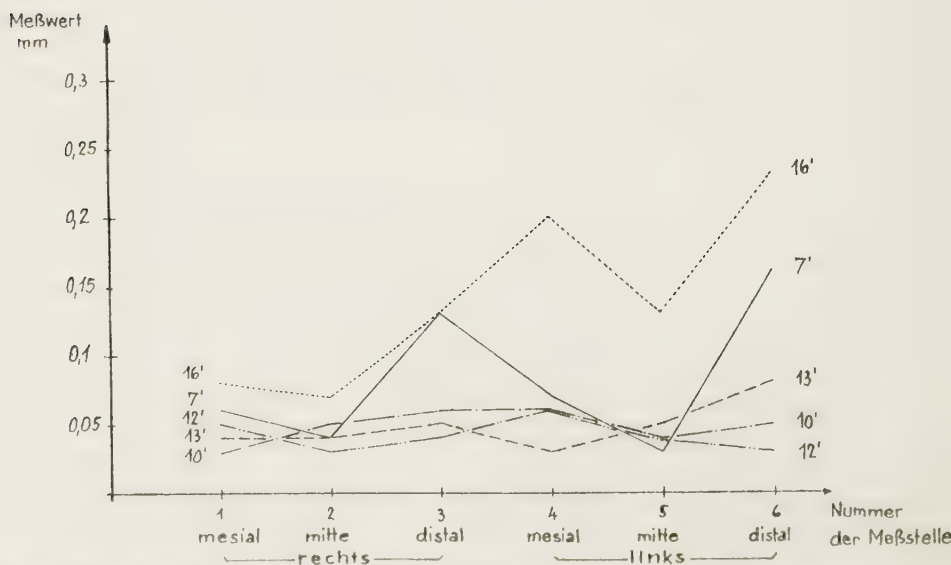


Abb. 12 Grafische Darstellung der Schichtdicken nach 3 monatiger Tragedauer
(Patienten 7, 10, 12, 13, 16)

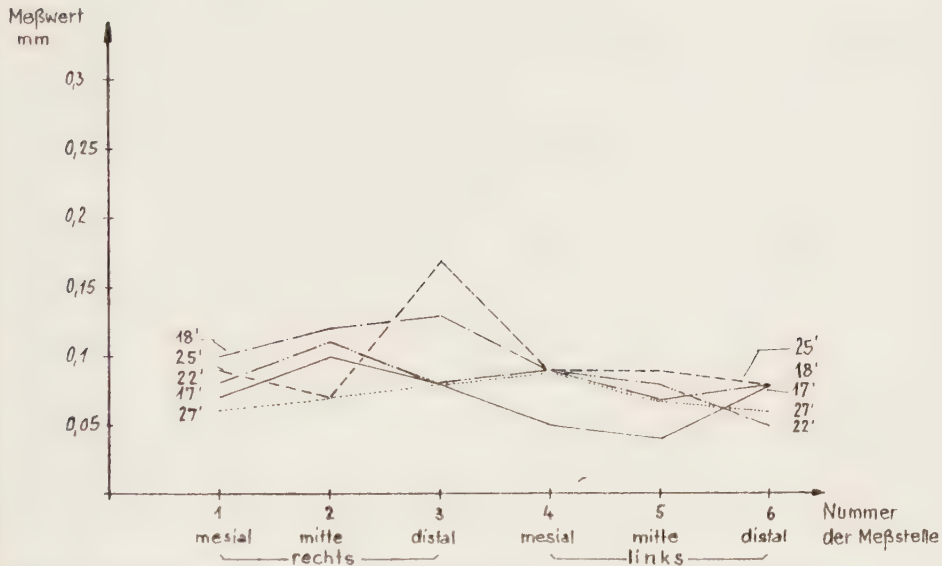


Abb. 13 Grafische Darstellung der Schichtdicken nach 3 monatiger Tragedauer (Patienten 17,18,22,25,27)

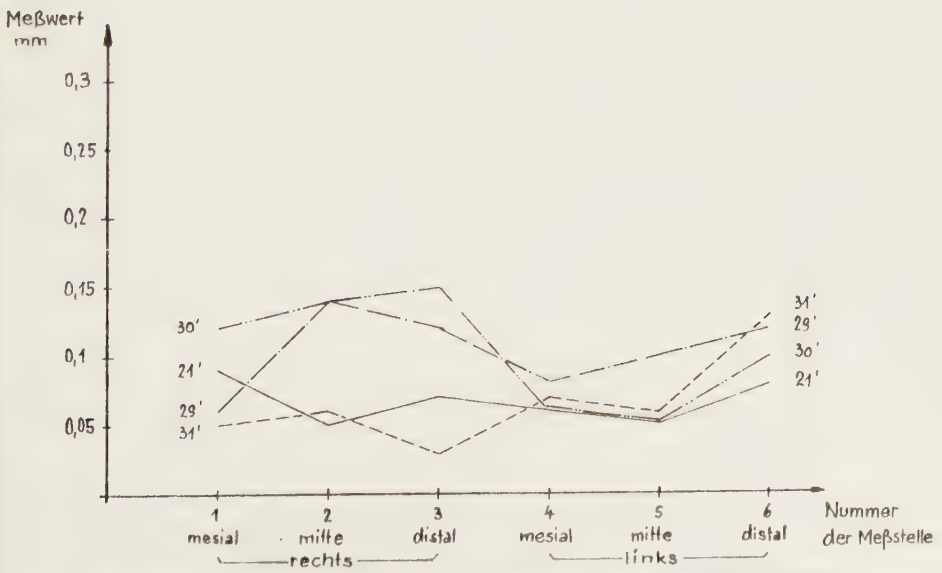


Abb. 14 Grafische Darstellung der Schichtdicken nach 3 monatiger Tragedauer (Patienten 21,29,30,31)

Anzahl der
Meßweite



Abb. 15 Grafische Darstellung der Zahl aller Meßwerte aus dem
2. Versuchsdurchgang

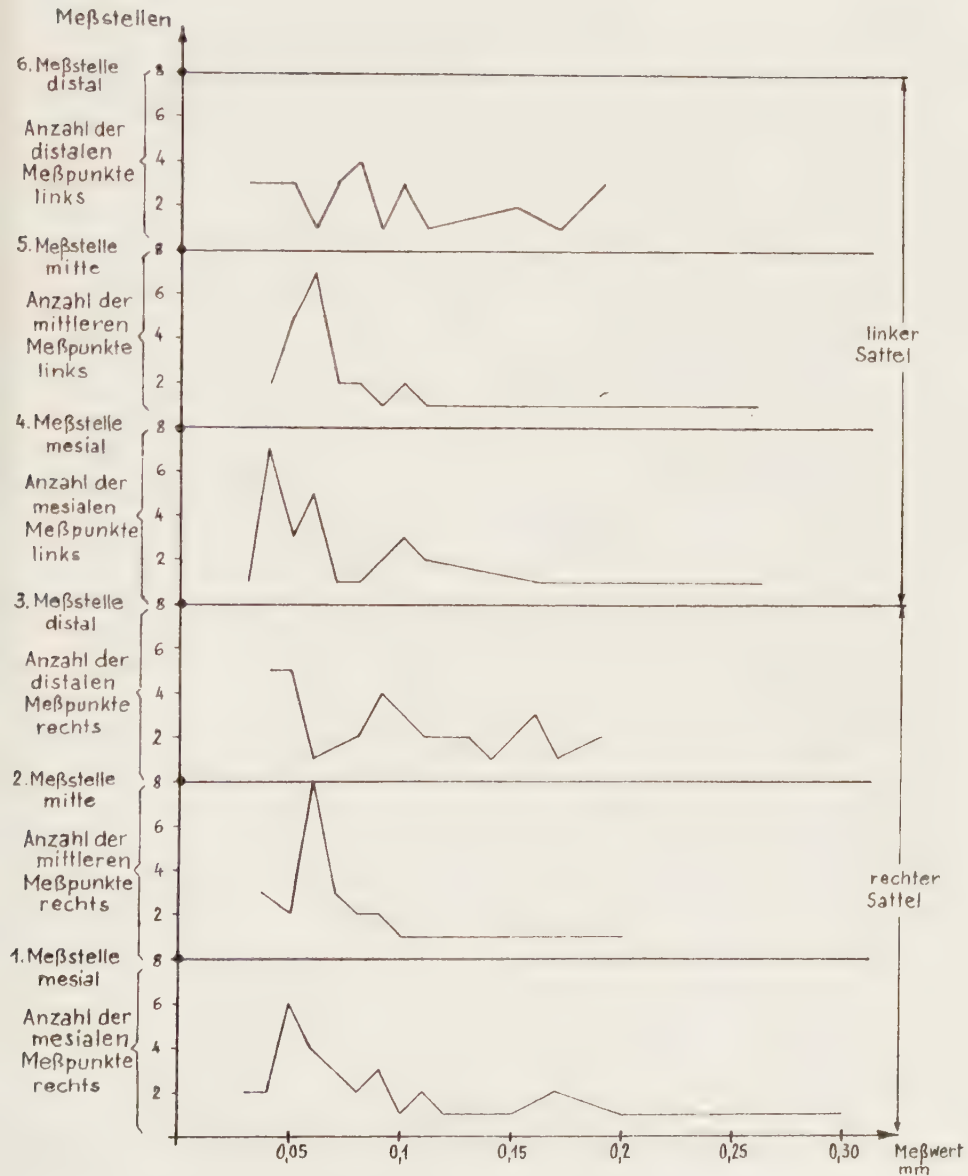


Abb. 16 Gesamtverteilung der regionalen Schichtdicken im 1. Versuchsdurchgang

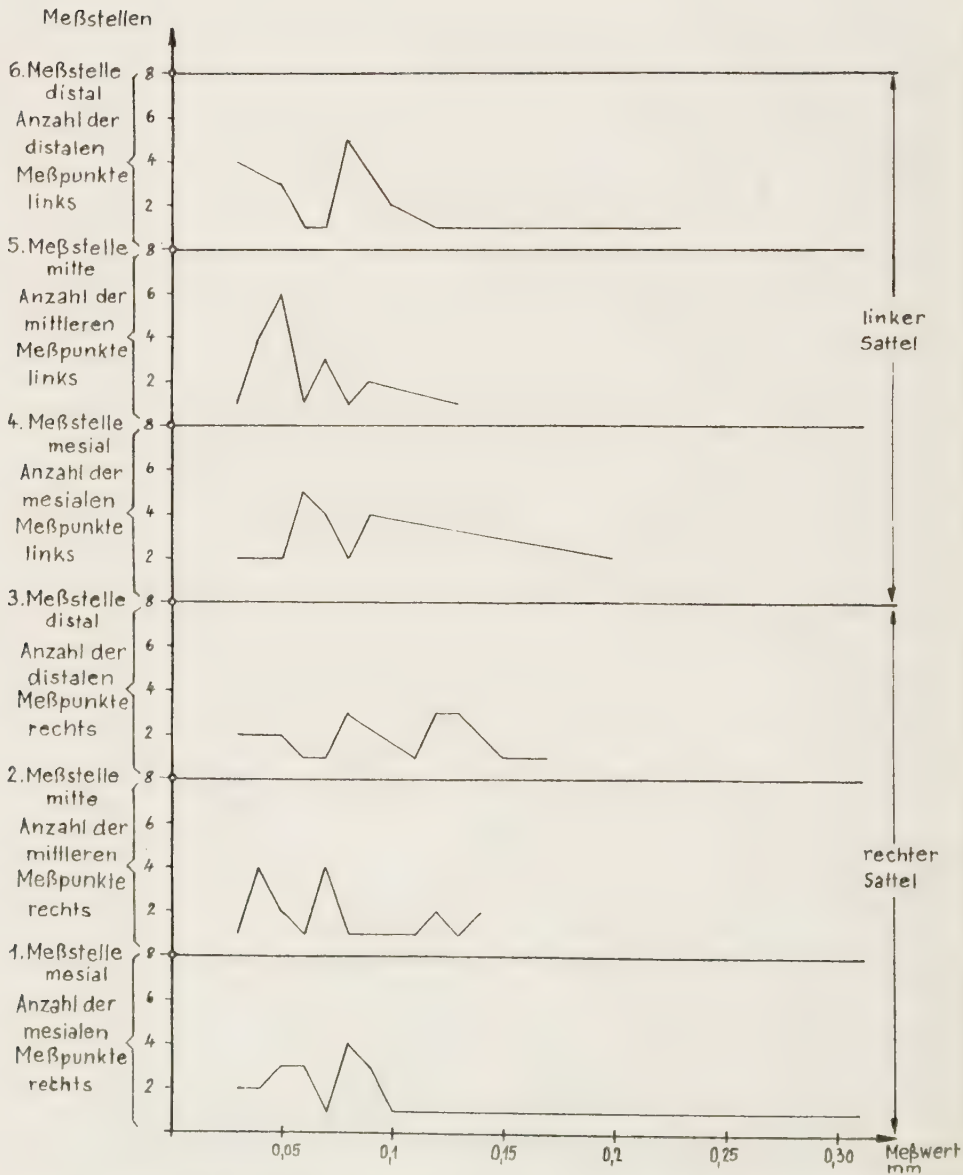


Abb.17 Gesamtverteilung der regionalen Schichtdicken im 2. Versuchsdurchgang

Sublingualbügel.

Da bei dieser Untersuchung die meisten Unterkiefer-Prothesen einen Sublingualbügel aufweisen - ausgenommen Stegprothesen und Unterkiefer-Teilprothesen mit einem Schaltsattel in der Front - konnte die Lage des Metallbügels untersucht werden.

Geschichtliches.

Schon 1953 empfiehlt die Frankfurter Schule den Unterzungenbügel zur transversalen Versteifung [RENNEBERG (67)], er soll danach so stark dimensioniert sein, daß er keine Fede- rung mehr ermöglicht, um laterale Exkursionen zu verhindern. AESCHBACHER und BRUNNER (1) berichten über Laborversuche MARTINETT'S und NALLY'S (1976) an doppelseitigen Schaltpro- thesen, und sie ziehen Lingualbügel mittlerer oder mäßiger Steife den großdimensionierten Bügeln vor.

HUPFAUF (34) macht die Form und Lage des Unterzungenbügels zum Teil verantwortlich für einen nicht einwandfreien Gingi- valbefund. Von 83 Patienten wiesen 39 einen ungünstigen Befund in Bezug auf den Sublingualbügel auf. " Der Bügel soll- te so tief im Sublingualraum verlaufen, wie es die freie Beweglichkeit der Zunge erlaubt. Als vorteilhaft betrachten wir den tropfenförmigen Querschnitt des Bügels und seine Politur auf der Seite, die der Schleimhaut zugewandt ist ".

Nach WINDECKER (86) soll zwischen Bügel und Gingivalsaum ein Zwischenraum von ca. 5 mm vorhanden sein, vom Mundboden zum Bügel mindestens 1 - 2 mm. Der sagittale Abstand - vom Bügel zur Schleimhaut - soll aus gingivalprophylaktischen Gründen wenigstens 1 mm betragen.

Nach AESCHBACHER und BRUNNER (1) reicht bei Freiidprothesen je nach anatomischen Gegebenheiten ein Abstand von 0,2 - 0,7 mm von der Kammschleimhaut aus.

MARXKORS (52) empfiehlt, aus karies- und parodontalprophylaktischen Gründen einen ausreichenden Platz zwischen Gingivalsaum und Bügel zu belassen, was mit einem Zwischenraum von 5 mm hinreichend erfüllt ist.

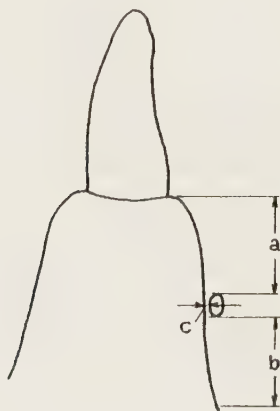


Abb. 18

- a) Abstand Oberkante Sublingualbügel bis zum Gingivalsaum (Sollwert: 5 mm)
- b) Abstand Unterkante Sublingualbügel bis zum Mundboden (Sollwert: 1 - 2 mm)
- c) Abstand von der der Schleimhaut zugewandten Bügelseite zur Schleimhaut (Sollwert: 1 mm)

An 30 Gipsmodellen des Unterkiefers wurde der Abstand vom oberen Rand des Sublingualbügels zum Gingivalsaum (Übergang vom inneren zum äußeren Saumepithel), vom unteren Bügelrand zum Mundboden, von der der Schleimhaut zugewandten Bügelseite zur Schleimhaut sowie die Breite des Bügels ermittelt. (Abb. 18).

Als Werkzeug diente ein Stechzirkel, mit dem die Distanz der zu messenden Punkte gut festgelegt und auf einer Meßskala abgetragen werden konnte.

Die Meßwerte beziehen sich auf die Zähne der Region 33, 34 und 43, 44.

Die Verteilung der Abstände vom Gingivalsaum bis zur Oberkante des Sublingualbügels ergibt folgendes Schaubild:

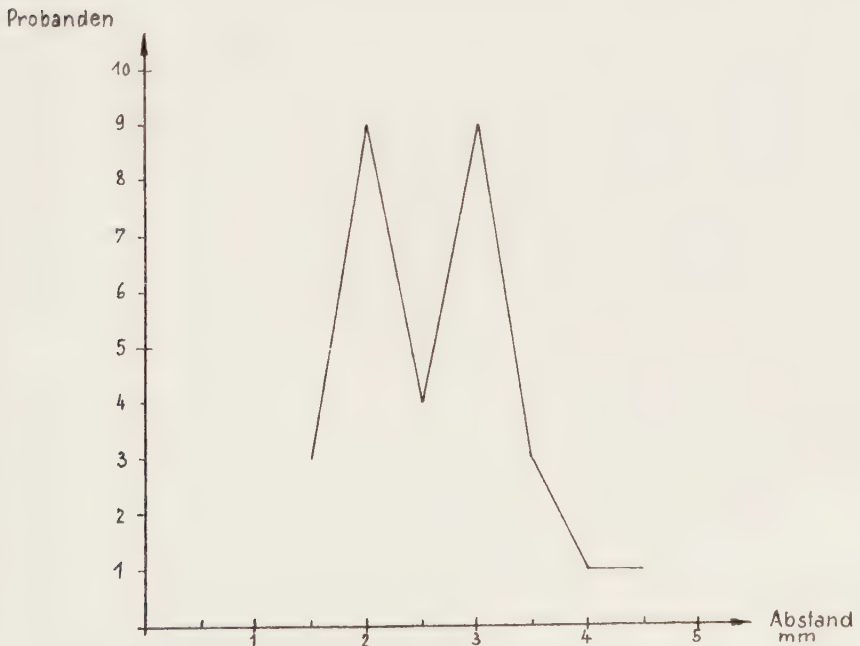


Abb. 19 Verteilung der Abstände vom Gingivalsaum bis zur Oberkante des Sublingualbügels.

Die Verteilung der Abstände von der Unterkante des Sublingualbügels zum Mundboden geht aus der Abb. 20 hervor.

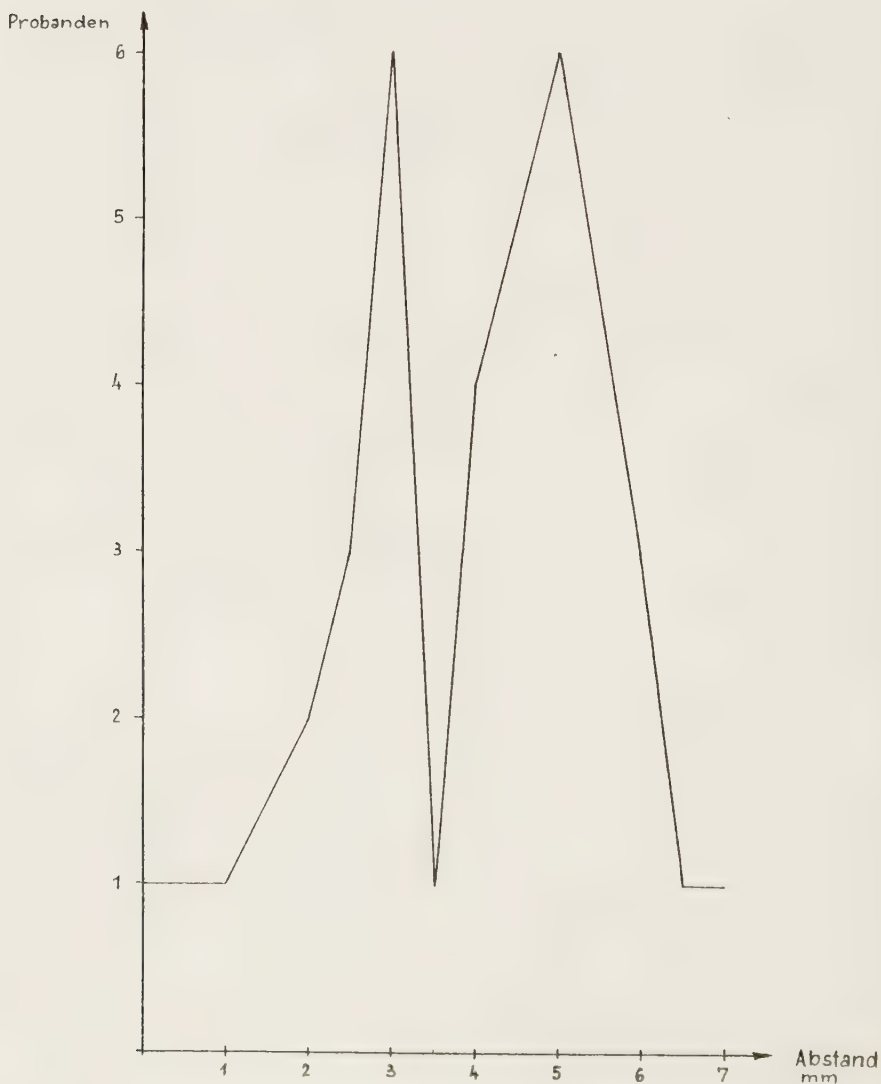


Abb. 20 Verteilung der Abstände von der Unterkante des Sublingualbügels zum Mundboden.

Als weitere Kurve schließt sich die Messung der Abstände des Unterzungenbügels zur Kammschleimhaut an (Abb. 21).

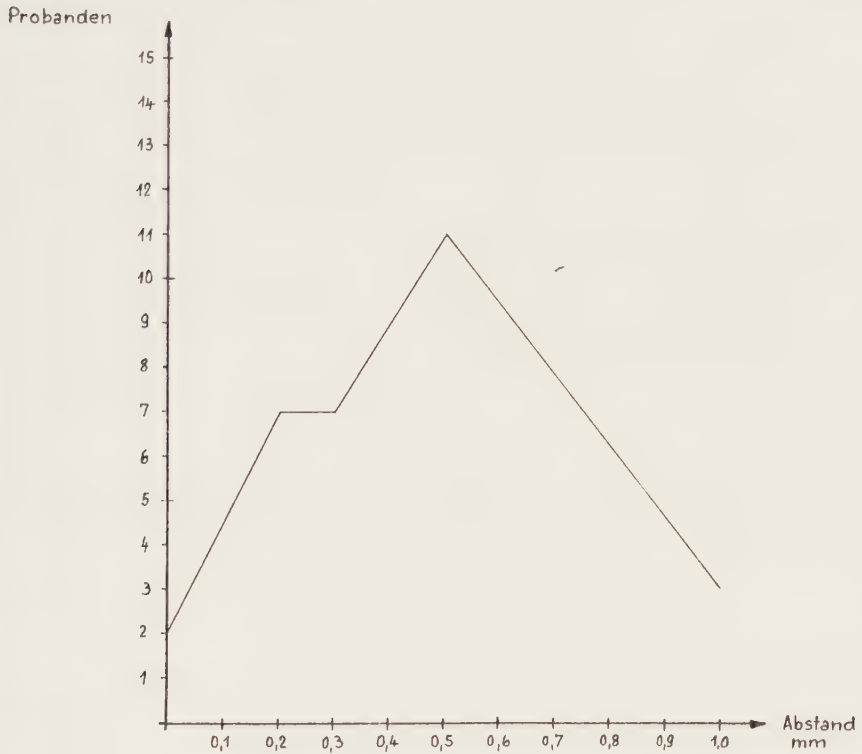


Abb. 21 Verteilung der Abstände des Unterzungenbügels zur Kammschleimhaut.

Die Verteilung der Breite der vermessenen Sublingualbügel kann der nächsten Kurve entnommen werden (Abb. 22).

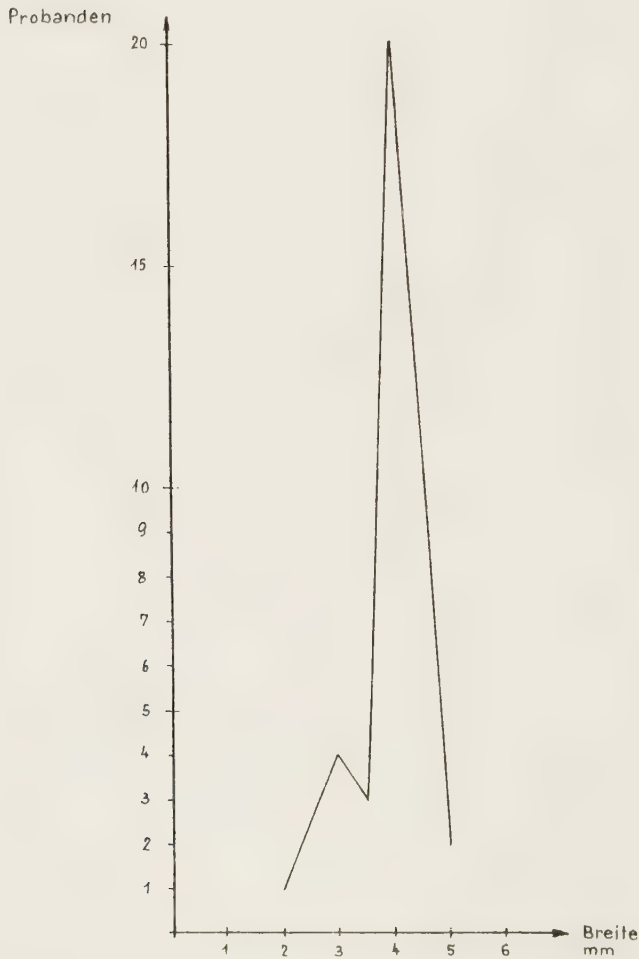


Abb. 22 Verteilung der Breite aller vermessenen Sublingualbügel.

Ergebnisse.

Den Meßergebnissen ist zu entnehmen, daß das Maximum der Verteilungskurve bei der Messung des Abstandes Gingival-
saum - Oberkante des Sublingualbügels in regio 33, 34 und
43, 44 im Bereich von 2,0 und 3,0 mm liegt (Abb. 19).

Die Ergebnisse zeigen weiterhin, daß die in der Literatur
(79, 48) geforderten Maße von 5 mm in keinem der 30 ver-
messenen Modelle eingehalten wurden. Dem empfohlenen Wert
kamen 2 Probanden am nächsten, von denen der eine 4,0 mm,
der andere 4,5 mm erreichte.

Bei der Auswertung der 2. Kurve, der Messung des Abstandes
von der Unterkante des Sublingualbügels zum Mundboden, fällt
eine Häufung der Meßwerte bei 3 und 5 mm auf (Abb. 20).

Diese Werte decken sich mit der Untersuchung von FISCHER
(21), der in regio 34 und 44 ebenfalls ein Maximum zwischen
3 und 5 mm ermittelte.

Der sagittale Abstand vom Bügel zur Schleimhaut, für den
WINDECKER eine Größe von mindestens 1 mm festlegte, weist
nach dieser Untersuchung ein Maximum bei 0,2 - 0,5 mm auf
(Abb. 21).

Diese Werte entsprächen somit den Empfehlungen von
AESCHBACHER und BRUNNER, die einen Abstand von 0,2 - 0,7 mm
als ausreichend bezeichneten. Für die Breite des Unterzungen-
bügels lag die absolute Häufigkeit bei 4 mm (Abb. 22), was
sich mit den Angaben von WINDECKER deckt, der eine Mindest-
stärke von 2 mal 4 mm forderte. AESCHBACHER und BRUNNER (1)
sprechen sich hingegen für eine geringere Dimensionierung
aus: sie empfahlen Bügelstärken von mittlerer Steife
(Dicke 1,7 - 2,0 mm) oder sogar mäßiger Steife (Dicke 0,9 -
1,3 mm). Diese Maße sollen eine günstigere Kraftverteilung
auf die Pfeilerzähne zur Folge haben.

zusammenfassend kann gesagt werden, daß der Abstand Unterkante des Sublingualbügels - Mundboden ausreichend ist, wenn bei 27 von 30 Patienten die Lage des Sublingualbügels in Bezug auf den Abstand Oberkante Bügel bis Gingivalseum nicht von in der Literatur [MARXKORS (52), HILCKHOFF (53)] gewünschten Mindestabständen entspricht. Es hierdurch die Entstehung von Karies begünstigt wird - erschwerter Selbstreinigung - und dies außerdem zur Schädigung der betroffenen marginalen Parodontien beiträgt, sollte in vielen Fällen strenger auf die Einhaltung des erforderlichen Abstandes des Sublingualbügels zum Gingivalseum geachtet werden. Beim Vorliegen ungünstiger anatomisch - topographischer Verhältnisse sollte aus karies- und parodontalprophylaktischen Gründen besser auf eine Bügelkonstruktion verzichtet werden und eine andere prothetische Lösung - Festlaufende Klammer (Hey - System), Spreng'sche Brücke, Fibrecht'schiene, Teleskope u.s.w. gesucht werden. Auch haben auch diese Konstruktionen Nachteile: als Beispiel sei die verlorengelungene Eigenbeweglichkeit der verblockten Unterliefer-Prämolare bei intaktem Parodontalzustand erwähnt.

V. DISKUSSION

Die vorliegenden Untersuchungen zeigen, daß es nicht möglich ist, zum Zeitpunkt des Neueinfügens parodontal-tegmental gelagerter Unterkiefer-Teilprothesen vollständige Kongruenzen zwischen der Prothesenbasis und dem Alveolarfortsatz zu erreichen. Ein Grund ist die Anwendung von Alginat beim Abformen der unbezahnten Kieferareale. Alginat verdrängt beim Vorgang des Abformens einen Teil der Schleimhaut [WINDECKER (85)], ist also für eine Entlastungsabformung, bei der die nach diesem Verfahren hergestellte Prothese im Ruhezustand jedem Punkt der Schleimhaut gleichmäßig anliegt, nicht geeignet. Für die Kompressionsabformmethode (12) kommt Alginat allerdings ebenfalls nicht in Frage, weil es hier zu wenig schleimhautverdrängend wirkt. Also weist die Prothesenbasis der nach Alginatabformung hergestellten Prothese auch bei Belastung keine Kongruenz zum Alveolarfortsatz auf.

Bei der Nachuntersuchung hatte die Kongruenz zwar zugenommen, wie dies die folgenden Versuchsergebnisse zeigen, doch war zugleich die Prothese abgesunken.

Die Ergebnisse zeigen deutliche Unterschiede in der Paßgenauigkeit der Unterkiefer-Teilprothesen zwischen erstem und zweitem Versuchsdurchgang.

Während bei der Erstmessung die Werte breitbasig zwischen 0,04 und 0,20 mm liegen und dabei ihr Maximum zwischen 0,04 und 0,10 mm aufweisen, läßt der zweite Versuchsdurchgang drei Monate später eine Verschiebung der Inkongruenzen zu niedrigeren Werten zwischen 0,03 und 0,08 mm erkennen. Es ist hierbei insbesondere darauf hinzuweisen, daß in 8 Fällen nach 3 Monaten überhaupt keine Messung möglich war, da die Schichtdicke des Unterfütterungsmaterials Stärken im Bereich des Meßfehlers aufwies.

Im zweiten Versuch war lediglich in zwei Fällen, trotz Nonokklusion im Bereich der Prothesensättel, die Xantoprenschicht nach dem Preßvorgang dicker als beim ersten Versuchsdurchgang.

Bei Zugrundelegung der ermittelten Ergebnisse könnte der Eindruck entstehen, daß die Paßgenauigkeit der meisten partiellen Unterkieferprothesen nach 3 Monaten besser geworden ist als zum Zeitpunkt des Eingliederns, zumindest aber so geblieben ist wie zu Anfang.

Doch trifft dieses Ergebnis lediglich zu für die Inkongruenz zwischen Prothesensattel und Alveolarkamm.

Einen ganz anderen Eindruck vermittelt die Untersuchung der Okklusion derselben Unterkiefer-Teilprothesen zu ihren Antagonisten. Hier wurde bei 18 von 27 untersuchten Patienten eine Nonokklusion unterschiedlichen Ausmaßes festgestellt. Nonokklusion lag vor, wie oben angedeutet, wenn im Okklusallindikator - Wax (KERR) keine regelrechten Zahnimpressionen zu erkennen waren. Die Größe der Nonokklusion kann nicht in Zahlen angegeben werden, da sie nicht vermessen wurde. Es können allerdings Angaben gemacht werden in Bezug auf das Ausmaß.

Hierbei fiel auf, daß die Nonokklusion bei den Patienten am häufigsten zu verzeichnen war, die im Oberkiefer totale Prothesen trugen. Von 18 Probanden mit Nonokklusion waren 11 Patienten mit totalen Prothesen im Oberkiefer versorgt. Dieses Ergebnis bezüglich der verschlechterten Paßgenauigkeit der Unterkieforteilprothesen in Verbindung mit totalen Oberkieferprothesen deckt sich mit den Resultaten von PIERCE, REESIN und SIMKINS (60), die den Effekt verschiedener Zahnbestände und Prothesenkonstruktionen im Oberkiefer auf den mit einer Teilprothese versorgten Unterkiefer untersuchten.

Anlaß zu ihrer Nachuntersuchung war die in der Literatur zu findende Beobachtung, Belastung (Stress) sei für die Knochenveränderungen im Bereich der Alveolarfortsätze verantwortlich zu machen. Deshalb kamen die Autoren zu der Schlußfolgerung,

die Bezahnung im Gegenkiefer und ihr Effekt auf die funktionelle Belastung des teilprothetisch versorgten Unterkiefers müßte auf die Knochenumbauvorgänge Einfluß nehmen. Sie unterteilten ihr 1 1/2 Jahre lang beobachtetes Patientengut in 4 Gruppen:

- Gruppe A (Kontrollgruppe) 31 Patienten, deren Bezahnung einer unteren Freundprothese bedarf, die aber unversorgt bleiben.
- Gruppe B (UK-Teilprothese) 28 Patienten, die im Oberkiefer eine Totalprothese tragen.
- Gruppe C (UK-Teilprothese) 18 Patienten, die im Oberkiefer eine Teilprothese tragen.
- Gruppe D (UK-Teilprothese) 24 Patienten, die im Oberkiefer noch nahezu alle natürlichen Zähne besitzen oder festsitzenden Ersatz tragen.

Ihre Ergebnisse zeigten, daß das größte Ausmaß von Veränderungen bezüglich der Kategorien: Knochenresorption, Mucosaverdünnung und Beweglichkeit der Ankerzähne in der Gruppe mit Oberkiefertotal- und Unterkieferteilprothesen zu beobachten war (Gruppe B). Die Gruppe C (Teilprothesen in OK und UK) zeigte den nächst höchsten Betrag von Veränderungen, während die Patienten der Gruppe D (natürliche Bezahnung im Oberkiefer und Teilprothese im Unterkiefer) die geringsten Veränderungen aufwiesen, abgesehen von der Kontrollgruppe, die die minimalsten Veränderungen aller 4 Gruppen aufwies.

Der durchschnittliche Betrag der Knochenresorption in Gruppe D (0,05 mm) war nicht viel größer als der in Gruppe A (0,02 mm) gefundene. Gruppe B verhält sich mit einem Knochenverlust von 0,28 mm im Durchschnitt weitaus ungünstiger.

Die Größe der Kraftverteilung auf den Kieferkamm wurde für Gruppe A mit Null und für Gruppe D mit einem Maximalwert veranschlagt, die Gruppen B und C lagen zwischen diesen beiden Extremen.

Da nach Studien von O'ROURKE, BRUDEVOLD und de HERNANDEZ (zitiert nach 54) Patienten mit Vollprothesen nur ein Achtel des mastikatorischen Drucks von Patienten mit natürlicher Bezahnung tolerieren können, müßten, wenn die Größe der Kraft allein direkt zur Knochenaktivität korreliert wäre, die Gruppen B und C mehr Knochenresorption zeigen als die Gruppe D, was hier ja auch zutrifft. In einer weiteren Schlußfolgerung wird von PLOTNICK et. al. angeführt, daß von totalen Oberkieferprothesen und Unterkieferanteilprothesen Kräfte erzeugt werden, die Knochenresorptionen zu imitieren scheinen, während größere und kleinere dies nicht tun.

Die wahrscheinlichste Theorie nach Meinung der Autoren ist jedoch die, daß das Ausmaß der Kieferkammresorption nicht eine Funktion oder ein Ergebnis der Kraftgröße allein ist.

Ähnliche Beobachtungen hat auch KELLY (42) gemacht. Er beschreibt degenerative Veränderungen - seiner Meinung nach unvermeidlich - in den zahnlosen Regionen bei Trägern von Oberkiefertotalprothesen und Unterkieferanteilprothesen und stellt einen signifikanten Knochenabbau unter den Unterkieferanteilprothesen fest.

Weiterhin konnte beobachtet werden, daß bei erstmalig versorgten Patienten mit partiellen Unterkieferprothesen die Funktion des Zahnersatzes eher nachließ als bei langjährigen Prothesenträgern, die nun erneut eine Teilprothese erhielten. Von 17 neu eingegliederten Unterkieferanteilprothesen wiesen 11 eine Monokklusion auf.

Nach RAABE (61) zeichnet sich diese Reaktion besonders im ersten Tragejahr ab.

SPIELKERNANN (76) stellte ebenfalls 1/2 Jahr nach Eingliederung der Unterkiefer - Modellgußprothesen eine Funktions-einschränkung fest. Bei 40 % der untersuchten Prothesen war eine Unterfütterung notwendig, bei 7 % lag eine Monokklusion vor. Die Kriterien, nach denen bei der Untersuchung verfahren wurde, sind nicht bekannt.

In einem Extremfall der eigenen Untersuchungen war der Unterkieferfreundsattel schon nach 3 Tagen abgesunken und es bestand eine Nonokklusion von ca. 3 mm.

Von 2 weiteren Patienten ist bekannt, daß ihre Prothese schon ca. 4 Wochen nach dem Eingliedern eine Korrektur der Okklusion nötig hatte. Hier wurde in beiden Fällen die Verzahnung durch Höhersetzen der Prothesenzähne wiederhergestellt, da die Prothesenbasis dem Kieferkamm noch gut anlag und eine Unterfütterung deshalb nicht sinnvoll erschien. Außerdem soll noch erwähnt werden, daß unter Schaltsätteln beim ersten Versuchsdurchgang eine größere Inkongruenz auffiel als unter Freundsätteln. Dieser Unterschied konnte bei der zweiten Messung nicht mehr so deutlich dargestellt werden, da hier auch die Schaltsättel eine größere Kongruenz aufwiesen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit - Kongruenz verbessert, Okklusion vermindert, Sättel abgesunken - wurden hiermit vorgestellt und es soll nun die Frage erörtert werden, welche Schlußfolgerungen sich für die ermittelten Meßwerte und Beobachtungen ergeben.

Es konnte mit Hilfe von Messungen das Thema " Kongruenz zwischen Prothesenbasis und Alveolarfortsatz bei parodontal-tegmental gelagerten Unterkieferprothesen " abgehandelt werden. Hierbei wurde festgestellt, daß sich die Inkongruenzen der partiellen Prothesen nach dreimonatiger Tragezeit zu kleineren Werten verschoben, d.h. die Prothesensättel lagen dem Kieferkamm nach einem Vierteljahr exakter an. Diese Meßwerte genügen allerdings nicht für eine überzeugende Aussage bezüglich der Paßgenauigkeit der untersuchten Prothesen. Deswegen mußte noch die Okklusion mit in die Untersuchung einbezogen werden. Dabei stellte sich heraus, daß von 27 untersuchten Patienten mit Unterkieferteilprothesen 18 eine Nonokklusion aufwiesen. Von den 7 Kombinationsprothesen konnten 6 nachuntersucht werden. Darunter befanden sich 4 Prothesen mit Nonokklusion, beschränkt auf den Bereich der Freundsättel. Theoretischen Überlegungen zufolge müßten sich die Teilprothesen nach einer gewissen Eingewöhnungszeit

in die Schleimhautoberfläche eingelagert haben - deshalb die günstigen Werte bezüglich der Kongruenz. Dies war jedoch für die Verzahnung von Nachteil; es entstand in fast ebensoviel Fällen eine Nonokklusion.

Das Phänomen der Schleimhautresilienz wird von den verschiedenen Autoren unterschiedlich dargestellt und bewertet. Obwohl SINGER (69) der Einsenkung der Prothese in die Schleimhaut kaum Bedeutung zumißt - er stützt von vornherein starr ab - und den Begriff der Schleimhautresilienz in seiner bisherigen Form als überholt ansieht, wird dieses Thema von anderen Autoren [BONYHARD (12) , BRUNNER (13), KANTOROWICZ (40), KETTLER (43), MARXKORS (52), TURCK (83)] immer noch für wichtig erachtet. Nach GOTTLIEB (zitiert nach KANTOROWICZ (40)) ist eine stabile Lagerung der Prothese auf unnachgiebigen Zähnen einerseits, z.B. durch eine Kauflächenauflage, und auf der nachgiebigen Schleimhaut andererseits, unvereinbar.

Die Kompressibilität der Schleimhaut beträgt bei einem üblichen Kaudruck von 6 - 7 kp pro cm^2 0,3 - 1,5 mm (40). SCHWARTZ (zitiert nach KANTOROWICZ) gibt 1,5 mm an.

Die Einsenkung der Prothese in die Schleimhaut erfolgt nach dem Hook'schen Gesetz: $D = K (p) / F (\text{cm}^2)$.

KANTOROWICZ drückt das so aus: "wird ein elastisches Lager (Schleimhaut) mit einem Balken (Prothese) belastet, so wird es soweit zusammengedrückt, bis die im Lager durch die Zusammendrückung erwachenden Kräfte einander gleich sind dem Druck, den der Balken auf das Lager ausübt".

Gleichgewicht besteht also, wenn die nach oben und die nach unten gerichteten Kräfte einander gleich sind, oder, wenn sie mit Plus oder Minus bezeichnet sind, wenn ihre Summe gleich 0 ist. Nimmt der Druck, also die Belastung, ab, so hebt sich der Balken in die Höhe, bis die elastischen Kräfte im Lager so weit abnehmen, daß wieder Gleichgewicht vorhanden ist. Bezogen auf die Fläche sagt das Gesetz aus,

daß bei gleichbleibender Belastung der spezifische Druck auf die Schleimhaut (pro cm^2) von der Größe der belasteten Fläche abhängt.

Die Belastung der Schleimhaut hat ihre Grenzen bei Erreichen der Schmerzschwelle, die nach KANTOROWICZ (40) je nach Art der Schleimhautbeschaffenheit bei einer Kompression von 0,8 - 2,5 mm zu erwarten ist. Untersuchungen von KETTLER (43) bestätigen diese Ergebnisse. Die Resilienz der Schleimhaut wird von SPRENG mit durchschnittlich 1,3 mm, von STRACK mit 0,3 und von STEIGER mit 0,4 - 2,0 mm [alle 3 Autoren zitiert nach KINZELT (44)] angegeben. Die hohen Werte, über das Maß von 0,2 - 0,6 mm hinaus, sind durch punktförmige Messungen zustande gekommen. Die tatsächlichen Werte liegen bei flächenhafter Belastung der Schleimhaut in der Größenordnung der Eigenbeweglichkeit der Zähne. STRACK [zitiert nach KINZELT (44)] demonstriert das an einem Beispiel: Der Freundsattel möge 30 mm lang sein; der mit einem Teleskop versehene Ankerzahn habe eine Eigenbeweglichkeit von 0,1 mm. Die mögliche Einsinktiefte des Sattels betrage an seinem Ende 0,3 mm. Aus den angegebenen Zahlen gehe hervor, daß der Sattel zur Stabilisierung des Zahnes beitrage. Deshalb sind nach KINZELT Gelenke und Federn, die wegen der Resilienz der Schleimhaut konstruiert wurden, kontraindiziert. Doch gerade die Berücksichtigung der Schleimhautresilienz und eine Vermeidung der Überbelastung des Restgebisses stellen ja die Hauptargumente der Anhänger der Gelenkprothese gegen die starre Verbindung dar. SINGER und WANNENMACHER [zitiert nach KINZELT (44)], wollen das Problem der Resilienz durch den Kompressionsabdruck lösen: das Prothesenbett wird unter Druck abgeformt, dadurch wird die Resilienz ausgeschaltet und die Prothese später unter dem gleichen Druck eingesetzt. Das hieße aber, daß bei der Abformung erhebliche Druckkräfte wirksam werden müssen, die den beweglichen Teil der Schleimhaut völlig verdrängen. Eine starre Verankerung ist bei diesen Autoren obligatorisch.

BONYHARD (12) zeigt, daß die im Schrifttum angegebenen Resilienzwerte von 2 - 4 mm (KANTOROWICZ und SCHMITZ), 1 mm (PFEIFER), 0,6 - 1,6 mm [GIGER, SOHM und KALLENBERGER, zit. nach KALTENTHALER (39)] oder BEAT MÜLLER (53) mit durchschnittlich 1,3 mm unter extendierten Prothesensätteln nicht erreicht werden. Seiner Meinung nach liegen die Werte höchstens bei 0,2 - 0,6 mm. Bei der Art der Abformtechnik schenkt er der Resilienz trotzdem Beachtung: In diesem Zusammenhang stellt sich die Frage, ob die Basis der parodontal-tegumental gelagerten Teilprothese kongruent zum unbelasteten oder belasteten Schleimhautrelief gestaltet werden soll und damit die Frage nach der drucklosen oder der Kompressionsabformung der durch die Prothese bedeckten Kieferabschnitte.

Die nach einem anatomischen Abdruck angefertigte Prothese liegt der Schleimhautoberfläche im Ruhezustand gleichmäßig an; die nach dem Kompressionsabdruck hergestellte Prothese hingegen berührt die Schleimhaut im unbelasteten Zustand ungleichmäßig, drückt sie aber bei Belastung überall in vollem Maße zusammen.

BONYHARD (12) entscheidet sich für die kompressionslose anatomische Abformung der Kieferkämme, wobei der Prothese ein Einsinken nur soweit möglich ist, wie es die Schleimhaut an den am wenigsten resilienten Stellen erlaubt.

Die in dieser Arbeit untersuchten Teilprothesen wurden alle nach dem Alginatabdruckverfahren mit individuellen Löffeln hergestellt. Hierbei erfährt das Tegument nur eine geringe Belastung [WINDECKER (85)], die Abformmethode liegt also bezüglich des auszuübenden Druckes zwischen der Kompressions- und der anatomischen Abformmethode.

Da jedoch bei der Abformung mit Alginat bestimmte Schleimhautareale leicht verdrängt werden, liegt die nach diesem Verfahren hergestellte Prothese dem Tegument sowohl im Ruhezustand als auch bei Belastung nicht exakt an.

Die Untersuchungen bezüglich der Inkongruenz haben allerdings ergeben, daß die Prothesenbasis dem Kieferkamm zufriedenstellend anlag, wobei die Werte im zweiten Versuchsdurchgang noch günstiger ausfielen.

PILLOUD (59) erklärte die geweblichen Reaktionen unter Freundsattelprothesen, die starr am Restgebiß verankert sind, aufgrund von histologischen Differenzierungen: " Bei gutem Sitz und guter Adaptation der Prothese hat die Mucosa die Tendenz, sich in ihrer Dicke gesamthaft zu verringern; bei schlechter Anpassung ist das umgekehrte der Fall. Mit dem Tragen der Prothesen nimmt die Dicke des stratum corneum des Epithels ab zugunsten einer mehr parakeratotischen Schicht; der Knochen befindet sich im Umbau und zeigt einen leichten Substanzverlust. Die entzündlichen Veränderungen in der Mucosa sind im Abklingen begriffen. Die seltenen elastischen Fasern, wie sie in einzelnen Schnitten beobachtet werden können, erleiden keinerlei Modifikation als Folge des Tragens der Prothesen ".

TURCK (83) findet bei einer schlecht sitzenden Teilprothese charakteristische Veränderungen in Form von fehlender Keratinisierung, höherer mitotischer Aktivität, einer sehr irregulären Basalmembran und Zeichen einer chronischen Entzündung im Bindegewebe. Bei gut sitzenden Teilprothesen zeigt die Mucosa der zahnlosen, prothesenbedeckten Kieferkämme kaum Unterschiede zu der nicht bedeckten Gingiva des Restgebisses.

Damit ist eine Erklärung für die in dieser Arbeit beobachtete Nonokklusion der parodontal-tegmental gelagerten Teilprothesen nach einer Inkorporation von 3 Monaten möglich. Trotz der starren Verbindung zum Restgebiß ist der Modellguß noch immer leicht elastisch, so daß die größtenteils neueingegliederten Prothesen (von 31 partiellen UK-Prothesen wurden 17 neu eingegliedert) sich in die Schleimhautoberfläche einlagern konnten. Dies ist mit einer Mucosaverdünnung verbunden.

Ein weiteres wesentliches Problem ist die Atrophie des Alveolarfortsatzes. Sie ist ebenfalls ein Grund für das Absinken des Prothesensattels und führt somit zur Nonokklusion. Knochenresorption ist im Zusammenhang mit Knochenapposition ein physiologischer Vorgang. Knochenresorption und Knochenapposition sind histologische Kennzeichen der Aktivität des vitalen Knochengewebes. Störungen in diesem System führen zu Hyper- bzw. Hypoplasien und müssen als pathologisch angesehen werden.

WEINMANN und SICHER (84) sehen in der Inaktivität (disuse) die Ursache für die Atrophie. Eine lokalisierte Inaktivitätsatrophie kann beobachtet werden nach dem Verlust eines Zahnes oder mehrerer Zähne. Solange die Funktion in der Nachbarschaft erhalten bleibt, zeigt der spongiöse Knochen eine bestimmte funktionelle Anordnung, die Trabekel verlaufen im wesentlichen horizontal. Die Nivellierung des Alveolarfortsatzes ist mäßig und die Kompaktlamelle an der Oberfläche sehr stark.

Bei ausgedehntem Zahnverlust ist nach WEINMANN und SICHER die Osteoporose viel stärker und der Verlust der Knochen substanz auf dem Alveolarkamm viel größer. Ihrer Meinung nach wird allmählich der gesamte Alveolarfortsatz resorbiert, wenn alle Zähne verlorengegangen sind und keine Prothese getragen wird.

Andererseits ist gerade die Druckwirkung der Prothese nach GROUS (25) als Ursache der Abbauvorgänge anzusehen. Das Kiefergewebe versucht sich allmählich durch Umbauvorgänge der Prothesenbasis anzupassen. An Stellen größerer Belastung wird der Knochen abgebaut, in Gebieten entlasteten Gewebes befindet sich der Knochen im Zustand der Ruhe, oder es treten sehr beschränkte Anbauerscheinungen auf.

Es ist durch Resorption möglich, Unebenheiten der Prothese und Überdruck am Knochen auszugleichen und dadurch zur Korrektur des Prothesensitzes beizutragen. Weist der herausnehmbare Zahnersatz jedoch gleich zu Anfang erhebliche Paßungenauigkeiten auf, erleidet das Gewebe große Schädigungen, wobei dann ein *circulus vitiosus* die Folge ist: Je mehr Knochen durch die unphysiologischen Bewegungen der Prothese atrophiert, um so größer wird die Inkongruenz zwischen Prothesensattel und Tegument und um so schädlicher werden sich wiederum die Druckerscheinungen auf den Knochen auswirken müssen.

FRÜHLICH (23) stellt bei der Untersuchung unbelasteter und prothesentragender Kiefer fest, daß nicht durch eine Prothese belastete Kieferabschnitte, die nach dem Verlust der Zähne funktionellen Reizen nicht mehr ausgesetzt sind, einer hypoplastischen Atrophie unterliegen. Beim Tragen einer Prothese hingegen steigern sich die Abbauprozesse, auf dem Alveolarfortsatz kommt es zur resorptiven Atrophie. Es folgt eine Reduktion der Knochenoberfläche, die ihrerseits eine Verdickung der Weichteilschicht induziert. Diese verdickte Weichteilschicht in Verbindung mit einem Schwund des knöchernen Alveolarfortsatzes bedeutet nach FRÜHLICH (23) ein Nachlassen der schädlichen mechanischen Einwirkungen von Seiten der Prothese, so daß es unter günstigen Umständen sogar zu einem Stillstand des Knochenabbaus kommen soll.

SCHREIBER (71) mißt der Bedeckung zahnloser Kieferkämme mit *Gingiva propria* für die Beanspruchung unter Prothesen große Bedeutung bei, da nur in dieser Schicht eine ausreichende gewebliche Anpassung an die unphysiologische Belastung durch die Prothese erfolgen kann. Auch bei massivem Knochenabbau und erheblicher Lockerung der Zähne können Reste der *Gingiva propria* erhalten bleiben. Da ein mit *Gingiva propria* bedeckter Kieferkamm die mechanische Beanspruchung durch eine Prothese besser toleriert und damit auch der weitere Knochenabbau verzögert wird, sollte der Zeitpunkt für Extraktionen auch nach diesen Kriterien geplant werden.

SCHREIBER stellt die Ausdehnung der Gingiva propria mit der Schillerschen Jodlösung für die Bestimmung der Grenzen der eigentlichen Tragfläche für Unterkieferprothesen dar. HÄUPL (26) kommt zu anderen Ergebnissen im Hinblick auf die Veränderungen am Alveolarkamm. Seiner Ansicht nach ist der auftretende Knochenschwund nicht auf die Druckatrophie oder auf die Inaktivität zurückzuführen, sondern steht in Verbindung mit Gewebsneubildung. Diese Gewebsneubildung wird durch funktionell-mechanische Einflüsse verursacht, deren Quelle die Tätigkeit von Kau- und Zungenmuskulatur ist und die durch die Prothese auf den Alveolarkamm übertragen werden. Tritt im Weichgewebe eine Entzündung auf, so kommt es im benachbarten Kieferkamm zu einem Knochenabbau in Form einer rarefizierenden Periostitis und Ostitis. Es muß also auf übermäßige Übertragung und Auswirkung funktionell-mechanischer Reize Rücksicht genommen werden, um den Knochen des Kieferkamms vor Resorptionsvorgängen zu bewahren.

Die beschriebenen Untersuchungen zeigen, daß durch Fehl- oder Nichtbeanspruchung des Kieferkamms Resorption hervorgerufen wird. Da das Ausmaß der Resorption jedoch individuelle Unterschiede zeigt, berechtigte dieses Ergebnis einige Autoren zu der Annahme, daß noch weitere Faktoren für die Geschwindigkeit der Alveolarkammresorption verantwortlich sind. BECKS und WEBER (9), HENRIKSON (30) und andere Autoren haben in Tierversuchen nachgewiesen, daß Calcium - Mangel Resorptionserscheinungen zuerst am Alveolarknochen und erst danach im Bereich der Rippen und Wirbel auslöst.

Nach PAGE (57) wäre der Idealfall erreicht, wenn sich die Blutwerte von Calcium und Phosphor im Verhältnis von 10 : 4 verbinden könnten. Stimmt dieses Verhältnis nicht, so ist die Resorptionsbereitschaft des Alveolarfortsatzes besonders erhöht, da dieser einen relativ hohen Grundumsatz aufweist [BAYLINK, WERDEGAL, YAMAMOTO und MANZKE (8)].

Welche Ursache im Einzelfall für die unerwünschte Resorption zutreffend ist, kann nur schwer bestimmt werden. Fest steht, daß durch die Prothesen allgemein eine Knochenveränderung hervorgerufen wird, deren Ausmaß abhängt von der Reaktionslage des Organismus [PENDLETON (58)].

Auch CARLSSON, RAGNARSON und ASTRAND (17, 18) stellten in ihrer Studie an 40 Patienten, die in 3 Gruppen aufgeteilt waren, innerhalb einer Behandlungsgruppe extreme individuelle Variationen fest.

Die Knochenresorption an den zahnlosen prothesentragenden Segmenten ist zweifellos durch ein Zusammenspiel verschiedener Faktoren bedingt, von denen viele immer noch nicht bekannt sind.

So sind auch in dieser Arbeit die ermittelten Ergebnisse nicht einheitlich, obwohl die untersuchten Teilprothesen nach dem gleichen Verfahren hergestellt wurden und die Untersuchungen unter den gleichen Bedingungen stattfanden. Es läßt sich auch nicht mit Bestimmtheit sagen, ob die veränderte Paßgenauigkeit nach 1/4 Jahr auf die Schleimhautresilienz, die Knochenresorption oder auf die individuelle Reaktionsweise zurückgeführt werden kann.

Grundlegende konstruktionsbedingte Fehler an den Teilprothesen konnten nicht festgestellt werden. Alle Unterkiefer-Modellgußprothesen waren ausreichend abgestützt und gegen Zug- und Schubkräfte gesichert, in den meisten Fällen wurde die Bonwill-Klammerkonstruktion angewandt.

Doch aufgrund klinischer Daten konnte ermittelt werden, daß die Paßgenauigkeit der Teilprothesen in Bezug auf die Inkongruenz zwischen Prothesenbasis und Kieferkamm größer bzw. gleich geblieben war, wohingegen die Okklusion oftmals Anlaß zu Korrekturmaßnahmen gab: ein Höhersetzen der Zähne war erforderlich für die Wiederherstellung einer funktionellen Verzahnung.

Die Frage nach der Funktionstüchtigkeit der untersuchten Prothesen bereitete naturgemäß Schwierigkeiten, da die Beurteilung von Erfolg, Mißerfolg bzw. Erneuerungsbedürftigkeit einer Prothese immer subjektiv gefärbt ist und objektive Maßstäbe nur schwer aufzustellen sind. Von 27 nachuntersuchten Patienten waren 20 mit ihrem Unterkieferzahnersatz zufrieden, obwohl unter ihnen 17 Prothesen eine Nonokklusion aufwiesen. Für diese relativ hohe Zahl der verschlechterten Funktion spricht die Tatsache, daß 17 der 31 Probanden jetzt zum ersten Mal einen herausnehmbaren Ersatz im Unterkiefer erhielten und sich somit in der ersten Tragezeit die Veränderungen bezüglich der Paßgenauigkeit besonders bemerkbar machten (61).

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Untersucht wurde die Paßgenauigkeit von 31 neu eingegliederten Unterkieferprothesen und verglichen mit den Ergebnissen nach 3 - monatiger Tragezeit.

Die vorwiegend im Modellgußverfahren nach dem NEY - System hergestellten, reokkludierten und eingeschliffenen Prothesen wurden mit einem Anpreßdruck von $0,5 \text{ kp/cm}^2$ unterschichtet. Die Inkongruenz bzw. Kongruenz der Prothesensättel zum Prothesenfundament konnte bestimmt werden durch mikroskopische Vermessung von 6 Meßpunkten. Die Interkuspitation wurde mit Okklusal-Indikator-Wax (KERR) überprüft.

Bei der Nachuntersuchung nach 3 Monaten hatten sich die Inkongruenzen der partiellen Prothesen zwischen Prothesensattel und Alveolarfortsatz zu kleineren Werten verschoben, d.h. die Prothesensättel lagen dem Kieferkamm nach einem Vierteljahr exakter an. Gleichzeitig trat in fast ebensovielen Fällen eine Nonokklusion im Bereich der Prothesensättel auf. Inwieweit für diese Beobachtung die Schleimhautresilienz oder die Knochenatrophie verantwortlich ist, konnte nicht eindeutig ermittelt werden.

Die subjektiven Angaben der Patienten hingegen waren allgemein recht positiv. Vielen Patienten war die veränderte Paßgenauigkeit ihrer Prothese nicht aufgefallen, so daß unaufgefordert die wenigsten Probanden zur Nachkontrolle erschienen wären.

Die Ergebnisse machen jedoch deutlich, daß eine regelmäßige Nachkontrolle, mindestens in vierteljährigen Abständen bedeutungsvoll ist. Nur so ist ein frühzeitiges Eingreifen bei geringster Veränderung (Absinken des Sattels, Nonokklusion usw.) des anfänglich guten Sitzes der partiellen Unterkieferprothese möglich.

LITERATURVERZEICHNIS

1. AESCHBACHER, A., TH. BRUNNER: Die abnehmbare Teilprothese - eine Literaturübersicht. Schweizer Monatsschrift f. Zahnheilk. 3, 234-263 (1978)
2. ANHÄUSSER, D.: Nachuntersuchungen von Teilprothesen unter besonderer Berücksichtigung kariöser und parodontaler Schäden des Restgebisses. Med. Diss. Mainz 1976
3. APPLGATE, O.C.: An evaluation of the support for the removable partial denture. J. prosth. Dent. 10, 112-123 (1960)
4. ATWOOD, D.A.: Reduction of residual ridges: A major oral disease entity. J. prosth. Dent. 26, 266-279 (1971)
5. ATWOOD, D.A.: Clinical, cephalometric study of reduction of residual ridges. J. prosth. 26, 280-295 (1971)
6. ATWOOD, D.A.: The variability in the rate of bone loss following the removal of conclusal contacts. J. prosth. Dent. 7, 544 (1957)
7. BAUER, A. und A. GUTOWSKI: Gnathologie. Verlag "Die Quintessenz", Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio, 399-430 (1975)
8. DAYLINK, D.J., J.E. WARDEGAL, M.D. YAMAMOTO, E. MANZKE: Systemic factors in alveolar bone loss. J. prosth. Dent. 31, 486-505 (1974)

9. BECKS, H., M. WEBER: The influence of diet on the bone system with special reference to the alveolar process and the labyrinthine capsule.
J. Amer. dent. Ass. 18, 197-264 (1931)
10. BIAGGI, A. und H. ELBRECHT: Gelenkige Prothesen und ihre Indikation. Verlag zahnärztliche Welt.
79-160, Konstanz 1951
11. BONYHARD, B.: Die Kraftübertragung und Kraftbrechung mit Federn. Z. Stomat. 31, 1325-1343 (1933)
12. BONYHARD, B.: Resilienz, Resorption und Prothesengestaltung. Z. Stomat 36, 10-29 (1938)
13. BRUNNER, TH.: Hat das Gelenk heute noch einen Platz in der Teilprothetik? Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 80, 733-749 (1970)
14. BÜRGER, K.-F.: Nachuntersuchung von Teilprothesen - Eine Langzeitstudie - Med. Diss. Mainz 1978
15. CAMPBELL, R.L.: A comparative study of the resorption of the alveolar ridges in denture-wearers and nondenture-wearers. J. amer. dent. Ass. 60, 143-153 (1960)
16. CARLSSON, G.E. und PERSSON, G.: Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. Odont. Revy 18, 27-54 (1967)
17. CARLSSON, G.E., N. ROGNARSON und P. ASTRAND: Changes in height of the alveolar process in edentulous segments. Odont. T. 75, 193-208 (1967)

18. CARLSSON, G.E., N. ROGNARSON und P. ASTRAND: Changes in height of the alveolar process in edentulous segments II. Svensk. tandlök. T 62, 125-136 (1969)
19. CHASE, W.W.: Tissue conditioning utilizing dynamic adaptive stress. J. prosth. Dent. 11, 804-815 (1961)
20. EPKER, B.N. und H.M. FROST: Correlation of bone resorption and formation with the physical behavior of loaded bone. J. dent. Res. 44, 33-41 (1965)
21. FISCHER, R. Vergleichende Modelluntersuchung zur Lage des Sublingualbügels. med. Dissert. Mainz 1976
22. FRÜHLICH, E.: Das Verhalten des Kieferknochens unter dem Einfluß der schleimhautgetragenen Plattenprothese. Dtsch. zahnärztl. Z. 5, 1222-1240 (1950)
23. FRÜHLICH, E.: Gewebsveränderungen als Folge schleimhautgetragener Prothesen. Dtsch. zahnärztl. Z. 7, 107-118 (1952)
24. FUHR, K.: Die festsitzende Brücke. Praxis der Zahnheilkunde. Urban und Schwarzenberg, München - Wien - Baltimore (1969)
25. GROHS, R.: Gewebsveränderungen in prothesentragenden Kiefern nebst praktischen Folgerungen. Z. Stomat. 33, 705-719, 798-813, 848-863, 902-913, 970-988 (1935)
26. HÄUPL, K.: Über Gewebsveränderungen und die ihnen zugrunde liegenden Vorgänge, welche von partiellen Prothesen an Kieferkamm, Zahn- und Zahnstützgewebe veranlaßt werden. Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 10, 282-303 (1943)

27. HEDEGARD, B.: Longitudinal follow-up studies in prothetic dentistry. Int. dent. J.23, 489-494 (1973)
28. HEIB, H.: Untersuchungen zur Veränderung der okklusalen Zahnkontakte in der maximalen Interkuspitation sowie der kariologischen und parodontalen Verhältnisse bei Trägern von partiellen Prothesen mit Kunststoffzähnen. Med. Diss. Mainz 1978
29. HENDERSON, D. und V. STEFFEL: Partial denture nonstruction. The C. V. Mosby company, Saint Louis 1969
30. HENRIKSON, P.: Periodontal disease and calcium deficiency. An experimental study in the dog. Acta odont. scand. 26, 100-131 (1968)
31. HICKLIN, B. und TH. BRUNNER: Ergebnisse einer Nachkontrolle von doppelseitigen Freundprothesen im Unterkiefer aus der Kantonalen Volkszahnklinik Zürich. Schweiz.Mschr.Zahnheilk.82, 735-762 (1972)
32. HIRSEKORN, H.: Über die Freundprothese und ihre Verbindung mit dem Restgebiß. Z. Stomat 36, 29-39 (1938)
33. HROMATKA, A.: Der Schluckabdruck bei partiellen Unterkieferprothesen. Dtsch.zahnärztl.Z.10, 503-507 (1955)
34. HUPFAUF, L. und T. HUPFAUF: Ergebnisse der Nachuntersuchung bei Patienten mit abgestützten Teilprothesen Dtsch. zahnärztl. Z. 19, 369-375 (1964)
35. JÄSCHKE, L.: Nachuntersuchungen an gestützten Teilprothesen. Med. Diss. Dresden, 1969

36. JUNG, F.: Veränderungen des Prothesenlagers unter der Teilprothese. Dtsch.zahnärztl.Z.14, 105-107 (1959)
37. JUNG, F.: Die prothetische Versorgung des Gebißsystems unter Berücksichtigung der sozialen Indikation. Öff. Gesundh.-Dienst 24, 490-496 (1962)
38. JUNG, F.: Die prothetische Behandlung des Lückengebisses unter Berücksichtigung der Münchener Tagungsergebnisse. Zahnärztl. Rdsch.62, 253-256 (1953)
39. KALTENTHALER, J.: Die Resorption zahnloser Alveolarfortsätze und ihre Bedeutung für die parodontal-tegmental gelagerte Teilprothese. Eine Literaturstudie. Med. Diss. Mainz 1978
40. KANTOROWICZ, A.: Zur Statik der partiellen Prothese Dtsch. zahnärztl. Z.4, 145 (1949)
41. KASSEL, V.: Die Befestigungsmethode herausnehmbarer Teilprothesen in der amerikanischen Durchschnittspraxis. Zahnärztl. Rdsch.71, 229-234 (1962)
42. KELLY, E.: Changes caused by a mandibular removable partial denture. J. prosth.Dent.27, 140-150 (1972)
43. KETTLER, W.: Messungen der Resilienz der Unterkiefer-schleimhaut unter Freilandprothesen am Modell. Med. Diss. Berlin 1956
44. KINZELT, M.: Studie über die partielle Prothese. Med. Diss. Münster, 56-64 (1968)
45. KOCH, G.: Über die klinische Nachkontrolle von eingegliedertem partiellen Plattenersatz unter besonderer Berücksichtigung der palatinalen bzw. lingualen Randgestaltung und über die Anwendung zweier neuer Klammerformen. Med. Diss. Marburg 1952

46. KOIVUMAA, K., B. HEDEGARD und G. CARLSSON: Studies in partial prothesis I. Suom Hammaslääk Toim 56, 248-306 (1960)
47. KOIVUMAA, K. und E. MÄKILÄ: Formation of residual alveolar ridges in edentulous persons after extraction of teeth for periodontal reasons. Suom Hammaslääk Toim 66, 372-381 (1970)
48. LANGER, H.: Erfahrungen der Wiener Schule mit gestützten Prothesen. Dtsch.zahnärztl. Z.12, 650-653 (1957)
49. MARTTERER, H.-D.: Kontrolluntersuchungen über abnehmbare Teilprothesen. Med. Diss. Tübingen 1961
50. MAINITZ, M.: Vergleichende klinische Untersuchung zur Paßgenauigkeit von Unterkiefertotalprothesen mit Basen aus Kunststoff und aus Metall. Med. Diss. Mainz 1978
51. MAJOR, E.: Eine Ergänzung der Kennedyschen Einteilung des Lückengebisses in Hinsicht auf Diagnose, Indikation und Therapie. Z. Stomat 34, 1037-1055 (1936)
52. MARXKORS, R.: Die Verbindung der Prothesensättel. Zahnärztl. Mitt. 63, 1125 (1973)
53. MÜLLER, B.: Probleme der Freiendprothese und ihre Lösung. Dtsch. zahnärztl. Z.4, 175-190 (1949)
54. MUNZ, F.R.: Der Adhäsionsabdruck für partielle Prothesen Dtsch. zahnärztl. Z.10, 234-237 (1955)

55. NEUKAM, F.W.: Untersuchungen zur Veränderung der
Zahnkontakte in der maximalen Interkuspitation
bei Teil- und Vollprothesenträgern.
Med. Diss. Mainz 1976
56. NEY-COMPANY, J.M.: Planned Partial.
Degussa, Frankfurt am Main 1956
57. PAGE, M.E.: Systemic and prostodontic treatment to
prevent bone resorption in edentulous patients.
J. prosth. Dent. 33, 483-488 (1975)
58. PENDLETON, E.C.: Changes in the denture supporting
tissues. J. Amer. dent. Ass. 42, 1-15 (1951)
59. PILLOUD, J.-L.: Les modifications tissulaires sous
les selles des prothèses en prolongement.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 82, 26-46 (1972)
60. PLOTNICK, I.J., V.E. BERESIN und A.B. SIMKINS:
The effects of variations in the opposing dentition
on changes in the partially edentulous mandible.
Part. I. Bone changes observed in serial radiographs.
J. prosth. Dent. 33, 278-286 (1975)
61. RAABE, F.-U.: Ergebnisse von Nachuntersuchungen schleim-
hautgetragener und gestützter Teilprothesen.
Med. Diss. Rostock 1968
62. RAPUANO, J.A.: Single tray dual - impression technique
for distal extension partial dentures.
J. prosth. Dent. 24, 1 (1970)
63. REHBERG, H.J.: Zusammenhänge zwischen Eigenschaften
und klinischer Anwendung elastomerer Abformmassen.
Dtsch. Zahnärzteblatt 23, 61 (1969)

64. REHM, H.: Die Wiederherstellung der Funktion beim Lückengebiß unter besonderer Berücksichtigung der starren Abstützung der partiellen Prothese. Üst. Z. Stomat. 58, 73-80 (1961)
65. REICHENBACH, E.: Vergleichende Therapie des unteren Lückengebisses mit Endlücken. Zahnärztl. Rdsch. 62, 621-627 (1953)
66. REICHENBACH, E. und F. TAEGER: Abdrucknahme von Lückengebissen. Dtsch. Zahnärzteblatt 8, 259-265 (1954)
67. RENNEBERG, W.: Klinisch experimentelle Untersuchungen über das Funktionsverhalten abgestützter Unterkiefer - Freidendprothesen mit breitflächig medianer Verbindung unter Verwendung zusätzlicher federnder Appendices. Med. Diss. Frankfurt 1966
68. ROACH, F.E.: Principles and essentials of bar clasp partial dentures. J. Amer. dent. Ass. 17, 124-138 (1930)
69. SCHÖN, F. und F. SINGER: Prothetische Auslese. Dr. Alfred Huthig Verlag, Heidelberg, 240-256 (1968)
70. SCHREIBER, S.: Eine neue Abdruckmethode für Teilprothesen unter besonderer Berücksichtigung der unterschiedlichen Resilienz von Kieferschleimhaut und Pfeilerzähnen. Dtsch. zahnärztl. Z. 32, 704-706 (1977)
71. SCHREIBER, S.: Die Bedeckung zahnloser Kieferkämme mit verhornender Schleimhaut und Mucosa nach Verlust der Zähne durch Parodontopathien und daraus folgende Konsequenzen für die prothetische Versorgung. Dtsch. zahnärztl. Z. 34, 359-361 (1979)

72. SCHWINDLING, R.: Das Abformen teilbezahnter Kiefer.
Praxis der Zahnheilkunde, Urban und Schwarzenberg,
München - Wien - Baltimore (1969)
73. SINGER, F. und F. SCHÖN: Die partielle Prothese.
Verlag "Die Quintessenz", 13-98, Berlin 1965
74. SMITH, F.W. und O.C. APPLGATE: Roentgenographic study
of bone changes during exercise stimulation of
edentulous areas. J. prosth. Dent. 11
1086-1097 (1961)
75. SPIEKERMANN, H.: Konstruktionsprinzipien der Einstück-
gußgerüste. Zahnärztl.Mitt. 67, 393-398 (1977)
76. SPIEKERMANN, H.: Nachuntersuchungen von Modellguß-
prothesen nach vierjähriger Tragezeit.
Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 689-691 (1975)
77. SPRENG, M.: Partielle abnehmbare Prothese und Zahn-
lockerung. Z. Stomat 36, 3-9 (1938)
78. SPRENG, M.: Der Kauabdruck. Urban und Schwarzenberg,
München - Berlin 1953
79. SPRENG, M.: Über partielle Prothesen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 1327-1333 (1956)
80. SPRENG, M.: Die Wechselbeziehung Prothesenlager -
Prothesenplatte. Dtsch. zahnärztl. Z. 13,
849-853 (1958)
81. STEIGER, A.: Befestigungsmöglichkeiten partieller
Prothesen im Munde.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 34, 438-457 (1924)

82. STÜRMER, K.: Untersuchung über Anwendbarkeit von Brücken mit Freidendgliedern im Prämolaren- und Molarenbereich. Med. Diss. Mainz 1976
83. TURCK, D.: A histologic comparison of the edentulous denture and non-denture bearing tissues.
J. prosth. Dent. 15, 419-434 (1965)
84. WEINMANN, J.P. und H. SICHER: Bone and bones.
Fundamentals of bone biology. The C. V. Mosby Company, St. Louis 1955
85. WINDECKER, D.: Funktionelle Abformung teilbezahnter Kiefer. Zahnärztl. Welt 60, 289-297 (1959)
86. WINDECKER, D.: Zur Basisgestaltung und zur Statik der abgestützten Teilprothese.
Zahnärztl. Welt 82, 505 (1973)

Meinen besonderen Dank möchte ich an dieser Stelle Herrn Professor Dr. med. dent. K. Fuhr für die Überlassung des Themas und seine wertvolle Unterstützung bei der Bearbeitung aussprechen.

Lebenslauf

Am 4. Oktober 1952 wurde ich, Brigitte Holland, als Tochter des Maschinenbauingenieurs Hermann Holland und seiner Ehefrau Ilse Holland geb. Hedtfeld in Dortmund geboren.

Nach Besuch der Volksschule in Dortmund von 1959 bis 1963 und des dortigen Goethe-Gymnasiums bis 1964, erfolgte meine weitere schulische Ausbildung in Cloppenburg auf der Liebfrauenschule (Gymnasium); dann auf der Luisenschule (Gymnasium) in Bad Hersfeld. Dort erhielt ich 1971 das Zeugnis der allgemeinen Hochschulreife.

Im Wintersemester 1971/72 begann ich das Studium der Zahnmedizin an der Freien Universität Berlin. Nach dem Vorphysikum im Herbst 1972 immatrikulierte ich mich zusätzlich für Humanmedizin. Im Frühjahr 1974 bestand ich die ärztliche Vorprüfung, im Sommer die zahnärztliche Vorprüfung.

Nach bestandener zahnärztlicher Prüfung erhielt ich am 20. Juli 1977 die Approbationsurkunde.

Nach einer Assistentenzeit in einer zahnärztlichen Praxis von Oktober 1977 bis Juli 1978 bin ich seit August 1978 als Wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Mainz beschäftigt.

